



Universidad
Nacional
de Córdoba



UNIVERSIDAD NACIONAL DE CÓRDOBA

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

ESCUELA DE POSGRADO

**“ANÁLISIS DE LA RESISTENCIA A LA FRACTURA Y
ADAPTACIÓN DE RESTAURACIONES CORONARIAS
COMPLETAS DE PORCELANA PURA”**

TESISTA:

OD. PABLO ALFREDO NALDINI

DIRECTOR:

PROF. DR. ENRIQUE FERNÁNDEZ BODEREAU (H)

CÓRDOBA, 2006



Esta obra está bajo una [Licencia Creative Commons Atribución-
NoComercial-CompartirIgual 4.0 Internacional](https://creativecommons.org/licenses/by-nc-sa/4.0/).



**Universidad Nacional de
Córdoba**



Facultad de Odontología

Trabajo de Tesis para optar al título de
Doctor en Odontología

**Análisis de la resistencia a la fractura y adaptación de
restauraciones coronarias completas de porcelana pura**

Tesista

Od. Pablo Alfredo Naldini

Director de Tesis

Profesor Dr. Enrique Fernández Bodereau (h)

Córdoba, Diciembre de 2006

COMISIÓN DE TESIS

Prof. Dr. Ángel Rolando Méndez
Prof. Dr. Jorge Uribe Echevarría
Prof. Dr. Juan Carlos Albera

A Laura

A mis padres

Agradecimientos

A los miembros de la comisión de tesis Profesores Dres. Ángel Rolando Méndez, Jorge Uribe Echevarría y Juan Carlos Albera por sus valiosas y calificadas observaciones y sugerencias para la concreción del presente trabajo.

A mi Director Prof. Dr. Enrique Fernández Bodereau (h) por guiarme y alentarme, por su tesón y empuje inquebrantable, aún en la adversidad, y por su amistad.

Al Prof. Dr. José Atilio Palma por su paciente colaboración en el análisis estadístico de los resultados.

A mis colegas, compañeros y amigos de Postgrado Guillermo De Leonardi, Gustavo Marión, Sebastián Méndez, Federico Sosa y Daniel Torassa por alentarme permanentemente.

A mis padres por su incondicional aliento.

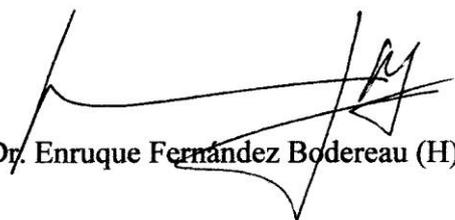
A Laura por su absoluto apoyo, su fuerza, su aporte crítico, profesional y perfeccionista.

Índice

Certificaciones	6
Introducción	15
Objetivos	23
Implicancias clínicas	24
Materiales y métodos	25
Sistemas cerámicos	25
Factores de análisis	30
Resistencia a la fractura	33
Obtención de las muestras	42
Acondicionamiento de las muestras	61
Acondicionamiento de los modelos de trabajo	64
Cementado de las muestras	66
Medición de la resistencia a la fractura	69
Adaptación	73
Infraestructura	86
Análisis estadístico	87
Resultados	90
Discusión	122
Conclusiones	135
Resumen	141
Abstract	143
Bibliografía	145

Córdoba, 31 de Agosto de 2006

Certifico que el Od. Pablo Alfredo Naldini ha realizado las preparaciones y tallados dentarios correspondientes a su trabajo de tesis doctoral en la Cátedra de Prosthodontia IV "A" de la Facultad de Odontología de la Universidad Nacional de Córdoba.
A todos los efectos se expide la presente.


Prof. Dr. Enrique Fernández Bodereau (H)

Sector de Microscopía y Análisis de Imágenes

Certifico que la **Od. Naldini, Pablo Alfredo** ha realizado en estas instalaciones las mediciones correspondientes a **24 muestras** para **Análisis Estadístico** de adaptación de coronas de porcelana sobre pilares metálicos. Este trabajo fue realizado en el período 2006.

Se realiza el presente Certificado a los 2 días del mes de Junio de 2006, para ser presentado ante quién corresponda.



Karim Alejandra Nemer Pelliza
Ing. En Sistemas de Información

INFORME

Solicitante: **NALDINI PABLO ALFREDO**

N° O.T.: 51327

Domicilio: Derqui N° 235

Fecha: 29/11/2005

C.P.: 5000

Localidad: Córdoba

Pcia.: Córdoba

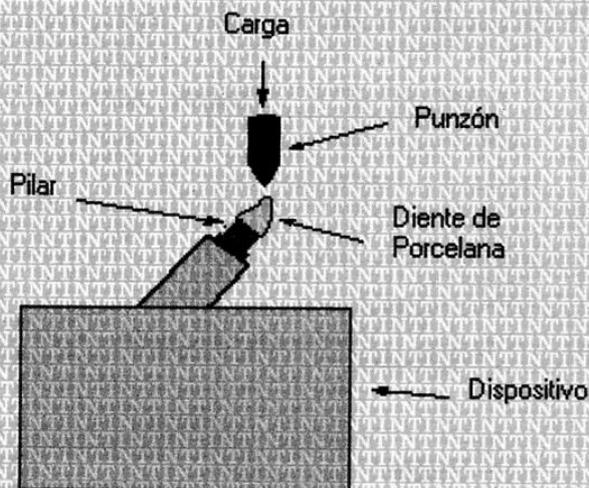
Página 1 de 7

Trabajo realizado: Ensayo de Resistencia a la Flexión sobre componentes de coronas de porcelana.

Elemento/s recibido/s: Muestras de coronas de porcelanas cementadas sobre pilares metálicos.
Identificados como: Grupo 1, Grupo 2 y Grupo 3 - Cantidad: 96 muestras.

Fecha de realización: 24, 25 y 28/11/05

Metodología empleada: Se ensayaron las muestras a la flexión colocando las mismas a 45° en un dispositivo adecuado, provisto por el solicitante, y se les aplicó una carga descendente por medio de un punzón en una zona ubicada a 1 mm del borde como se muestra en el siguiente esquema.



Condiciones de ensayo:

Equipo utilizado: Máquina Universal de Ensayos Marca INSTRON, Modelo 4486, Serie H 1957.

Velocidad de Ensayo: 0,5 mm/min.

JULIO E. HELALE

Lic. FERNANDO MANCINI
COORDINADOR DE UNIDAD TÉCNICA
METALURGIA

Informe no podrá ser reproducido parcialmente sin la autorización escrita del Laboratorio. Los resultados signados se refieren exclusivamente a los elementos recibidos, el INTI y su Centro Regional Córdoba asumen toda responsabilidad por el uso indebido o incorrecto que se hiciera de este informe.

Instituto Nacional de Tecnología Industrial
Centro Regional Córdoba

Avenida Vélez Sarsfield 1561
Casilla de Correo 884
X5000JCC Córdoba, Argentina
Teléfono (54 351) 468 4835/1662
e-mail: gestioncba@inti.gov.ar

Resultados:

Identificación del Grupo	Muestra N°	Carga máxima	
		N	Kgf
1-11	1	1483	151,4
	2	1353	138,2
	3	1456	148,7
	4	1505	153,7
	5	1219	124,5
	6	1483	151,4
	7	1534	156,6
	8	1525	155,7

Identificación del Grupo	Muestra N°	Carga máxima	
		N	Kgf
1-12	1	1130	115,4
	2	930	95,0
	3	698	71,3
	4	889	90,8
	5	698	71,3
	6	847	86,5
	7	1132	115,6
	8	1078	110,1



JULIO E. HELALE



LIC. REINALDO MANCINI
COORDINADOR DE UNIDAD TÉCNICA
METALURGIA

Identificación del Grupo	Muestra N°	Carga máxima	
		N	Kgf
I- II 1	1	1507	153,9
	2	1801	183,9
	3	1710	174,6
	4	1338	136,6
	5	1882	192,2
	6	1648	168,3
	7	1726	176,2
	8	1376	140,5

Identificación del Grupo	Muestra N°	Carga máxima	
		N	Kgf
I- II 2	1	976	99,7
	2	893	91,2
	3	961	98,1
	4	1400	143,0
	5	746	76,2
	6	452	46,2
	7	533	54,4
	8	830	84,8



JULIO E. HELALE



Lic. REINALDO MANCINI
COORDINADOR DE UNIDAD TÉCNICA
METALURGIA

El presente informe se halla sujeta a las cláusulas obrantes en la primer foja, anverso y reverso»

Identificación del Grupo	Muestra N°	Carga máxima	
		N	Kgf
2 - I 1	1	980	100,1
	2	1197	122,2
	3	728	74,3
	4	879	89,8
	5	1199	122,4
	6	1097	112,0
	7	1129	115,3
	8	1482	151,3

Identificación del Grupo	Muestra N°	Carga máxima	
		N	Kgf
2 - I 2	1	619	63,2
	2	822	83,9
	3	761	77,7
	4	1079	110,2
	5	732	74,7
	6	1166	119,1
	7	638	65,1
	8	883	90,2



JULIO E. HELALE



LTC. REINALDO MANCINI
COORDINADOR DE UNIDAD TÉCNICA
METALURGIA

Identificación del Grupo	Muestra N°	Carga máxima	
		N	Kgf
2 - II 1	1	1193	121,8
	2	949	96,9
	3	822	83,9
	4	1161	118,6
	5	1478	150,9
	6	1303	133,1
	7	1447	147,8
	8	1160	118,4

Identificación del Grupo	Muestra N°	Carga máxima	
		N	Kgf
2 - II 2	1	890	90,9
	2	439	44,8
	3	907	92,6
	4	705	72,0
	5	415	42,4
	6	901	92,0
	7	734	74,9
	8	477	48,7



JULIO E. HELALE



Lic. REINALDO MANCINI
COORDINADOR DE UNIDAD TÉCNICA
METALURGIA

Identificación del Grupo	Muestra N°	Carga máxima	
		N	Kgf
3 - I 1	1	1411	144,1
	2	1290	131,7
	3	1012	103,3
	4	1486	151,7
	5	725	74,0
	6	1231	125,7
	7	1306	133,4
	8	1113	113,6

Identificación del Grupo	Muestra N°	Carga máxima	
		N	Kgf
3 - I 2	1	511	52,2
	2	678	69,2
	3	444	45,3
	4	643	65,7
	5	490	50,0
	6	431	44,0
	7	804	82,1
	8	804	82,1



JULIO E. HELALE



Ing. REINALDO MANCINI
COORDINADOR DE UNIDAD TÉCNICA
METALURGIA

Identificación del Grupo	Muestra N°	Carga máxima	
		N	Kgf
3 – II 1	1	1181	120,6
	2	1274	130,1
	3	1220	124,6
	4	1408	143,8
	5	1321	134,9
	6	1468	149,9
	7	1149	117,3
	8	964	98,4

Identificación del Grupo	Muestra N°	Carga máxima	
		N	Kgf
3 – II 2	1	524	53,5
	2	674	68,8
	3	646	66,0
	4	556	56,8
	5	584	59,6
	6	683	69,7
	7	728	74,3
	8	600	61,3

Fin del Informe


JULIO E. HELALE


Lic. REINALDO MANCINI
COORDINADOR DE UNIDAD TÉCNICA
METALURGIA

«roducción y difusión del presente informe se halla sujeta a las cláusulas obrantes en la primer foja, anverso y reverso»

Introducción

La demanda de restauraciones dentales estéticas ha hecho de las coronas puras de porcelana una de las restauraciones más utilizadas y solicitadas. Dos importantes factores de éxito para las restauraciones totales de porcelana son la resistencia y la adaptación marginal.

Los diferentes sistemas actuales para la confección de coronas totalmente cerámicas ofrecen importantes y trascendentes ventajas a las tradicionales coronas “jackets” usadas en el pasado, cumpliendo con los requisitos esenciales de toda restauración: resistencia, durabilidad, precisión, función y estética.

La conservación, restauración o reposición dentaria, a través de la historia, llevó al hombre a realizar los más variados procedimientos terapéuticos. La importancia de los elementos dentarios anteriores es de variable ponderación, debido a los diferentes conceptos culturales y sociales. Así es como la historia relata la utilización de distintos elementos para la reposición de estas piezas como fueron el marfil, la madera, etc. hasta dientes humanos extraídos. La evolución histórica continuó hasta el empleo de la cerámica en la actualidad.^{1,2}

Las porcelanas se empezaron a utilizar en odontología desde el siglo XVIII para la confección de prótesis completas. 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 resistencia.³

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,⁴ haciendo que se extienda e intensifique su empleo,⁵ mereciendo su amplia difusión en la odontología mundial, por su resistencia y durabilidad, convirtiéndose prácticamente irremplazable en situaciones rutinarias en la región posterior, donde la resistencia es imprescindible, tal es en prótesis parcial fija a puente. Sin embargo su cofia metálica afecta frecuentemente su translucidez, disminuyéndola, comprometiendo su estética al aumentar su reflectabilidad y producir oscurecimientos por iones metálicos,⁶ y a nivel cervical la inevitable exhibición de la emergencia de la cofia metálica interna.^{7, 8}

La corona cerámica original fue hecha de porcelana feldespática y poseía excelentes cualidades estéticas. Sin embargo, a menos que fuera preparada y construida meticulosamente, ésta era propensa a la fractura. Desde el principio se reconoció que la causa más frecuente de fractura era una preparación inapropiada.⁹

El rol de la preparación dentaria para una corona de cerámica es proveer soporte a la restauración,^{10, 11} con espesores uniformes de porcelana. Una adecuada preparación debe contemplar, básicamente, la longitud del pilar, el tipo de hombro y el espesor de reducción facial y lingual.^{12,13} Cuando una carga es aplicada desde dirección palatina, el hombro vestibular es puesto bajo compresión y sólo la longitud de la preparación en el aspecto incisal lingual provee resistencia significativa a esta fuerza.^{14,15,16} Las preparaciones cortas causan un considerable estrés¹⁷ y pueden llevar a la fractura aún si la corona es cementada con cemento adhesivo.^{18,19} El rango de reducción incisal ideal es de 2 mm a un tercio de la anatomía coronaria,³ de acuerdo con el espesor del ángulo de la preparación. Si éste es muy delgado, debería ser ensanchado y colocado en ángulo recto hacia la dirección del estrés reduciendo la longitud de la preparación a dos tercios de la corona.

El hombro debe ser bien definido (90° sexagesimales) con adecuado ancho, para que provea resistencia a la fractura.⁴ El ángulo interno debe ser redondeado para reducir la concentración de fuerzas.^{20,21,22} La reducción facial debe tener una profundidad ideal que debiera ser de 1,3mm a 1,5mm mientras que lingual debería ser entre 1mm a 1,3mm, con un mínimo de 0,8mm.²³

Las ventajas estéticas y biológicas de las porcelanas llevaron a mejorar sus propiedades mecánicas. La resistencia de una corona total de cerámica se basa en un apropiado soporte de la preparación,^{24,25} en una selección adecuada del paciente, la resistencia del material y el tipo de cemento.^{26,27,28,29,30,31,32,33,34,35,36} Su uso se indica para todos los dientes anteriores donde la estética es de prima importancia y cuando hay experiencia y soporte técnico sobre el tipo de corona seleccionada.^{37,38} 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 (<0,8mm), dientes opuestos que ocluyen en el quinto cervical de la corona y coronas clínicas cortas.^{39,40,41}

Con la investigación y los avances tecnológicos se produjeron cambios que permitieron lograr mejores resultados en las cualidades mecánicas y estéticas, ampliando sus indicaciones.^{42,43,44,45,46} Estas innovaciones nos acercan restauraciones más versátiles que las anteriores,⁴⁷ prescindiendo de matriz de platino para su cocción, pudiendo realizarlas sobre muñones refractarios directamente o con soporte informático.⁴⁸ Estas porcelanas son reforzadas con alúmina, lo que permite elevar sus promedios de resistencia y extender sus aplicaciones al sector de premolares y

molares^{49,50,51} y a la confección de puentes de tres elementos anteriores.^{52,53,54,55,56,57,58,59}

La porcelana reforzada con alúmina fue introducida por McLean y Hughes en 1965, en donde la matriz vítrea de porcelana es dispersada con cristales de alta resistencia, tales como alúmina (óxido de aluminio). Como resultado, la resistencia y elasticidad del material compuesto de vidrio-cristal se incrementan progresivamente con la porción de la fase cristalina.^{60,61} La porcelana convencional se refuerza por dispersión de cristales de alúmina en aproximadamente el 50% de su peso,^{62,63} se construye un núcleo cerámico de 0,5mm a 1,00mm de espesor sobre una matriz de platino. La presencia de cristales de alúmina en la fase vítrea lleva a un incremento sustancial en la opacidad de la porcelana. La resistencia flexural obtenida es de más de 120MPa, aproximadamente el doble de la resistencia de la corona Jacket de porcelana.⁶⁴

La mayor resistencia se encuentra en la porcelana con un 100% de alúmina de alta pureza sinterizada densamente.⁶⁵ Los diferentes sistemas y materiales de cementación también influyen en la resistencia final de la corona,⁶⁶ se sabe que cuando se logra la unión de ésta al pilar se duplica su resistencia.^{67,68,69}

El fortalecimiento de la porcelana dental, para aplicaciones clínicas corrientes, se realiza a través de cuatro métodos: refuerzo metálico (metal-cerámica y “foil crowns”);⁷⁰ dispersión reforzada con cristales de alúmina,⁷¹ cristales de leucita,⁷² o con óxido “spinel” de aluminio y magnesio cristalizado,⁷³ dispersión reforzada por infusión de vidrio,⁷⁴ y vidrio cristalizado.^{75,76,77,78}

Estudios previos revelaron el efecto del módulo de elasticidad del sustrato que soporta una corona pura de porcelana, mostrando que la resistencia a la fractura depende del módulo elástico del sustrato.⁷⁹

En la actualidad, el desarrollo de una nueva generación de porcelanas dentales nos acerca distintos sistemas que según su fabricación pueden ser:^{80,81,82}

- Por modelado y sinterizado
- Por inyección y presión
- Por colado
- Por torneado o sustracción

La ventaja principal del uso de porcelana pura es incrementar la profundidad de la translucidez y la transmisión de luz en la profundidad de la porcelana o a través de la corona.^{83,84} Los resultados estéticos varían de sistema a sistema,⁸⁵ dependiendo su elección, en la clínica y en el laboratorio, de varios factores: A) resistencia, B) simplicidad de fabricación, C) potencial de producción, D) ajuste marginal e interno,⁸⁶ E) análisis costo-beneficio, F) experiencia personal, G) performance estética.⁸⁷

La porcelana ha mantenido a través del tiempo el interés en el ámbito odontológico debido a que prácticamente cumple con todas las propiedades ideales que los materiales odontológicos deben poseer:

A) Biocompatible: no irritante, no tóxico, no alergénico, no cancerígeno. Los metales pueden resultar alergénicos, como es el caso de las aleaciones que contienen níquel, sufren oxidación pudiendo ser tóxicos, las aleaciones que contienen berilio desprenden sus vapores durante su procesamiento pudiendo resultar cancerígenos. Su superficie atrapa más placa que la porcelana resultando en irritante gingival.^{88,89,90}

B) Compatible con otros materiales: se debe cumplir tanto dentro de la cavidad bucal como fuera de ella. Los metales interactúan químicamente, cuando son de diferentes composiciones como es el caso del cromo níquel con el titanio de los implantes. En las restauraciones ceramometálicas las diferentes variaciones dimensionales o los coeficientes de expansión entre la porcelana y el metal pueden atentar contra su unión en la interface. La porcelana no reacciona eléctricamente o químicamente con otros materiales, posee variación dimensional similar al tejido dentario y es aislante térmico para la pulpa.

C) Cualidades organolépticas aceptables: los materiales actuales deben cumplir con requisitos como color, aspecto, percepción táctil. Una superficie lisa retiene menos placa, y el aspecto estético de ciertas restauraciones pueden ser origen de ciertas repercusiones psicológicas.

D) Que no se decoloren, ni se pigmenten: estas propiedades no deben perderse aún con el transcurso del tiempo.

E) Que pueda elaborarse fácilmente en la forma deseada.

F) Exactitud y precisión para cada indicación concreta.

G) Resistencia mecánica específica.

H) Resistencia a los cambios físico-químicos y bioquímicos.

I) Que se pueda alisar y pulir fácilmente.

J) Que posea un suficiente grado de radiopacidad.

K) Que se pueda esterilizar según su aplicación específica.

L) Que posea un costo razonable.

Hoy la oferta de diferentes sistemas cerámicos y alternativos^{91,92,93} nos obliga a realizar un profundo análisis comparativo, a los fines de obtener un sólido

conocimiento de sus propiedades, ventajas e indicaciones en particular, y de ésta manera, utilizar el sistema que mejor se adapte al requerimiento clínico en particular.⁹⁴

Ante esta situación se deduce la necesidad de que el profesional esté lo mejor informado posible, puesto que en el ámbito clínico solo quién posea una adecuada formación será capaz de seleccionar en una circunstancia determinada, ante una oferta amplia el mejor sistema, la técnica de manejo más adecuada, etc., y todo ello sobre la base del conocimiento previo y profundo de la composición, estructura, características y propiedades de las porcelanas.^{95,96,97,98,99} Esta información o conocimiento previo nos conduce a preparaciones dentarias racionales en función del sistema restaurador que se utilizará, por lo tanto previamente se debe conocer sus características pero también prever su comportamiento clínico^{100,101,102,103}, y en función de ello diseñar la preparación.¹⁰⁴

La finalidad de este trabajo es evaluar los diferentes sistemas cerámicos para la confección de restauraciones coronarias totales, comparando su comportamiento físico bajo diferentes variables en las preparaciones dentarias y espesores cerámicos.

La preparación dentaria clásica o tradicional para una restauración coronaria completa de porcelana pura, hipotéticamente debía incorporar aspectos básicos como, poseer un hombro recto de 90° sexagesimales con el ángulo interno redondeado y con un espesor entre 1,3mm a 1,5mm para proveer un adecuado soporte, convergencia de 6° sexagesimales de sus paredes axiales, y una reducción incisal de 2mm a un tercio de la anatomía coronaria. Actualmente con el desarrollo de nuevos sistemas cerámicos, más resistentes, y nuevas tecnologías adhesivas, es necesario desarrollar pautas clínicas actuales, que incorporadas a las ya conocidas,

nos permitan ejecutar una operatoria clínica racional y funcional.^{105,106} Para ello, este proyecto intenta interrelacionar distintas variables operacionales a la preparación de los pilares, incorporando diferentes terminaciones periféricas y espesores cerámicos incisales, para evaluar el comportamiento o incidencia de cada variable, y sus interacciones.

El proyecto también contempla establecer la adaptación de los sistemas cerámicos estudiados.

Objetivos

Objetivo general

Realizar una investigación *in Vitro* de carácter descriptivo y correlacional para determinar la resistencia a la fractura y la adaptación de los sistemas cerámicos estudiados, evaluando diferentes variables de diseños marginales y espesores incisales.

El estudio se realiza sobre restauraciones coronarias completas de elementos dentarios anterosuperiores, incisivos centrales específicamente, por ser este grupo dentario el de mayor indicación para restauraciones cerámicas puras.

Objetivos específicos

- Establecer la resistencia a la fractura de cada sistema cerámico estudiado.
- Medir el punto de fractura en Newton (N).
- Determinar la gravitación que ejerce 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.
- Determinar la adaptación de las muestras.
- Interpretar las fracturas producidas según las variables introducidas en cada grupo, para que nos asistan a fijar conceptos de preparaciones dentarias con respaldo científico.

Implicancias Clínicas

Los resultados e interpretaciones finales del presente estudio nos brindarán los conocimientos o pautas básicas para la realización de restauraciones funcionales y racionales, con mayor predicción de éxito. De esta forma conoceremos que espesor incisal es el más apropiado, que diseño de terminación periférica soporta mejor las cargas, y con que sistema cerámico se consigue mejor adaptación. La información recopilada será la más valiosa herramienta de elección a la hora de optar por el sistema cerámico que cumpla mejor con las indicaciones requeridas clínicamente.

Materiales y Métodos

Se evaluaron tres sistemas de cerámica pura: In-Ceram (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany) de realización por estratificación, IPS Empress2 (Ivoclar, Schaan, Liechtenshein) por presión y vacío, y Procera All-Ceram (Nobel Biocare AB) 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.

Sistemas Cerámicos

Sistema In-Ceram

In-Ceram es una porcelana para núcleo, de alta resistencia, de cerámica aluminica (Al_2O y $\text{Mg Al}_2\text{O}_2$), infiltrada con vidrio.¹⁰⁷ El procedimiento se inicia una vez obtenido el modelo de trabajo, sobre el pilar se aplica tres capas de espaciador (Interspace Barniz; Vita Zahnfabrik, Germany), este modelo luego se duplica con silicona por adición (Elit. Zhermack. 45021 Badia Polesine, Rovigo), y se construye un pilar de material refractario, sobre el cual se aplica una mezcla de óxido aluminio para conformar el núcleo mediante un procedimiento de sinterizado en un Horno especial (Vita Inceramat, Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany) durante 2 horas a 1120°Celsius (C) el cual produce una estructura porosa de escasas propiedades mecánicas, y posteriormente es infiltrado con vidrio de baja fusión en el mismo horno durante 4 horas a 1100°Celsius (C) que penetra a través de la alúmina porosa por acción de capilaridad, resultando una estructura compuesta de alúmina-vidrio

muy densa, para su acondicionamiento y desgaste se utilizan fresas diamantadas, posteriormente es adaptada sobre el muñón original y chequeada clínicamente, se construye según el color final de la restauración correspondiente. El procedimiento de sinterizado a baja temperatura resulta en una escasa contracción volumétrica, traduciéndose en una excelente adaptación marginal.¹⁰⁸ A continuación, encima de este núcleo, se carga la porcelana estética del tipo alumínica (Vitadur Alpha. Vita Zahnfabrik. Bad Säckingen. Germany). Para su cementado el fabricante efectúa en el caso de decoloraciones oscuras o si se usan pernos metálicos colados, el uso de cementos de fosfatos debido a su opacidad. Los cementos de ionómero de vidrio son más translúcidos que los de fosfato, por lo que se recomienda para coronas sin decoloraciones del muñón clínicamente relevante, así como, por razones de translucidez, para las coronas de In-Ceram Spinell. Por último, para la fijación adhesiva, recomendada en el caso de inlays y coronas parciales, el acondicionamiento de la superficie para el cementado adhesivo se debería hacer solamente por medio del arenado con óxido de aluminio de grano máximo de 50µm, a una presión de 2,5bar. El grabado de ácido fluorhídrico está contraindicado porque provoca desintegraciones del conjunto.¹⁰⁹

Sistema IPS Empress2

IPS Empress2 posee una estructura de porcelana vítrea de disilicato de litio ($\text{SiO}_2 - \text{Li}_2\text{O}$), que permite obtener una fase cristalina del 60% de su volumen, con cristales de entre 0,5µm a 5µm y una segunda fase cristalina compuesta por ortofosfato de litio (Li_3PO_4)¹¹⁰ con partículas de 0,1µm a 0,3µm encontradas en pequeñas cantidades,¹¹¹ y una cerámica de estratificación de fluorapatita, con

cristales de apatita, proporcionando propiedades ópticas de translucidez,¹¹² brillo, opalescencia, fluorescencia y dispersión de luz semejantes a los dientes naturales. Posee una resistencia flexural de 350+/-50MPa. Sus indicaciones son puentes de tres elementos anteriores o hasta zona de premolares, coronas unitarias anteriores y posteriores, inlays, onlays, y carillas.¹¹³

El proceso se inicia a partir de lingotes o cilindros preceramizados parcialmente, provistos por el fabricante en varios colores. La restauración es fabricada con la técnica de cera perdida, por lo tanto el patrón es investido en un material especial y colocado en la base del horno Empress. Se selecciona un cilindro del color dentina apropiada y luego es calentado 1100°C, a cuya temperatura la cerámica se plastifica. El cilindro es presionado bajo vacío dentro del molde, en el cual este es mantenido bajo una presión de 5bar durante 30 minutos a 40 minutos para permitir un completo y cuidadoso relleno de la cavidad investida.¹¹⁴ La reproducción del color puede ser logrado por técnica de pintado o coloreado, o por técnica de estratificado, con una cerámica de vidrio (IPS Eris for E2), esta última es preferentemente usada para la fabricación de coronas anteriores, mientras que la técnica de coloración superficial es adoptada para restauraciones posteriores, como sugiere el fabricante.¹¹⁵

Previo a la cementación, la porcelana es tratada con ácido fluorhídrico para su posterior silanización.

Sistema Procera

Es un sistema desarrollado por Matts Andersson¹¹⁶ en Suecia, e introducido por Nobel Biocare en 1994.¹¹⁷ Su confección se basa en la tecnología de diseño y

producción asistida por computación (CAD/CAM), mediante el cuál se confecciona un núcleo o casquete de óxido de aluminio de alta pureza densamente sinterizado, el cual, es luego cubierto con porcelana de baja fusión.¹¹⁸ Permite la elaboración de estructuras de coronas con una resistencia a la flexión superior a los 600MPa.

A diferencia del resto de los sistemas se recomienda que el diseño de la terminación marginal sea en chamfer exclusivamente, a los fines de ser captada adecuadamente por el scanner, para ello se provee de un kit de instrumental rotatorio específico para su tallado.¹¹⁹

Una vez completada la preparación dentaria, se procede a la toma de impresión según método tradicional, sugiriéndose como material, la silicona por adición. Posteriormente se confecciona el modelo, troquelado y delimitación de la terminación marginal, no siendo necesaria la aplicación de un espaciador sobre el pilar, debido a que el sistema diseña el espacio requerido para el cemento.

En el laboratorio el troquel es escaneado mediante un escáner desarrollado por Nobel Biocare (Nobel Biocare AB, Box 5190, SE-402 26 Göteborg, Sweden.), comandado por una computadora personal, se posiciona el troquel verticalmente sobre la plataforma del escáner, copiando la superficie del troquel a través de una punta examinadora de zafiro redondeado, que contacta con la superficie del troquel con una leve presión de 20g, rotando en forma helicoidal alrededor de su eje vertical.¹²⁰

Por cada grado que gira la plataforma con el troquel, un punto de información es registrado hasta completar la circunferencia de 360° sexagesimales del troquel. Este escaneado se realiza en tres etapas consecutivas, dirigidas a cada área específica para captar el máximo de detalle a cada nivel: 1) Área cervical, 2) Área de caras

libres, 3) Área oclusal.¹²¹ Posteriormente se digitaliza la superficie del muñón para constituir una base de datos de aproximadamente 20.000 puntos de medición.¹²² Esta base de datos se transmite a un centro de elaboración en el que se rectifica, guiado informáticamente, un muñón computarizado y de mayor tamaño. El aumento de tamaño tiene en cuenta la contracción por sinterización del óxido de aluminio que se produce al sinterizar la cofia de la corona modelada encima del muñón agrandado. El software asigna automáticamente un espesor del casquete cerámico a fabricar de 0,6mm, pudiendo ser modificada esta medida por el operador, así como modificar o seleccionar el perfil de emergencia para ajustarlo según necesidad. Este archivo es enviado vía módem a Procera Sandwik AB, Suecia, para la elaboración del casquete. Se realiza el fresado de un troquel en grafito, que será usado para la fabricación del casquillo. Este troquel se confecciona con una dimensión aumentada del 20% para compensar la contracción del casquete durante su sinterizado.¹²³

Posteriormente, polvo de óxido de aluminio de alta pureza es compactado contra el troquel, conformando un bloque alrededor de éste, etapa de presinterizado, esta compactación es la que le otorga el alto rango de resistencia. La forma externa del casquete es fresada en un torno, obteniéndose un casquete aumentado en un 20%, adquiriendo su dimensión final luego del sinterizado a 1600-1700°C, resultando una cofia cerámica muy densa y resistente.

Este casquillo es remitido nuevamente al protesista dental, para la realización del recubrimiento estético con porcelana de baja fusión, NobelRondo (Nobel Biocare AB, Box 5190, SE-402 26 Göteborg, Sweden.), con un coeficiente de expansión térmica similar al casquete de óxido de aluminio (7×10^{-6} um/mL).

Para su cementación Procera recomienda cemento de fosfato de zinc, cemento de ionómero de vidrio o cemento resinoso.

Factores de Análisis

Como se indicó en los objetivos, los tres sistemas cerámicos arriba descritos se analizaron teniendo en cuenta dos factores: 1) Resistencia a la fractura, 2) Adaptación.

Para analizar la resistencia a la fractura y la adaptación 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 1,5mm y de 3mm, estableciendo dos subgrupos respectivamente (Tabla 1, Figura 1).

Para analizar la resistencia a la fractura se utilizaron 96 pilares metálicos que forman dos grupos de 48 pilares cada uno. Conteniendo 32 pilares metálicos para cada sistema cerámico (Tabla 2).

Para analizar adaptación, se utilizaron 24 pilares metálicos que forman dos grupos de 12 pilares cada uno. Conteniendo 8 pilares metálicos para cada sistema cerámico (Tabla 3).

Tabla 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).

Grupo	Espesor incisal	Espesor incisal
Grupo I (hombro 90-)	1,5mm (sub.I1)	3mm (sub.I2)
Grupo II (Chamfer 120-)	1,5mm (sub. II1)	3mm (sub. II2)

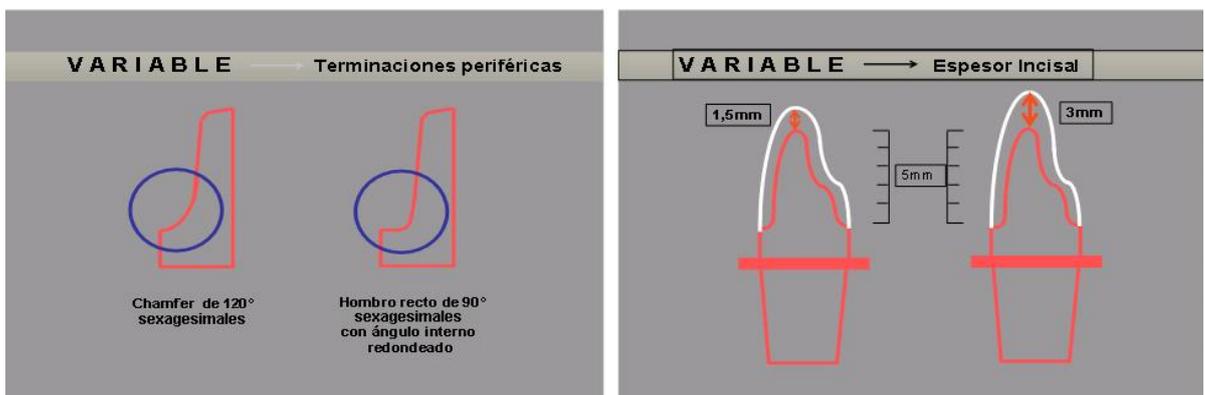


Figura 1. Variables: hombro recto de 90° sexagesimales con el ángulo interno redondeado y chamfer de 120° sexagesimales. Espesor incisal de 1,5mm y espesor incisal de 3mm.

Tabla 2. Resistencia a la fractura.

Coronas	In-Ceram	IPS Empress2	Procera AllCeram
Sub I1	8	8	8
Sub I2	8	8	8
Sub II1	8	8	8
Sub II2	8	8	8
TOTAL	32	32	32

Total 96(coronas)

Tabla 3. Adaptación.

Coronas	In-Ceram	IPS Empress2	Procera AllCeram
Sub I1	2	2	2
Sub I2	2	2	2
Sub II1	2	2	2
Sub II2	2	2	2
TOTAL	8	8	8

Total 24 (coronas)

Resistencia a la fractura

Preparación de los modelos de trabajo

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.^{124,125,126,127,128} Los pilares metálicos usados en este estudio, aunque no reproducen el módulo elástico dentario, son homogéneos en su composición proporcionando un sustrato consistente para todos los grupos, permite duplicar su tamaño y forma idéntica, disminuyendo las variaciones entre y dentro de los grupos, permitiendo controlar las variables de las dimensiones de las preparaciones, el grado de convergencia de las paredes axiales, y dimensiones de los márgenes.^{129, 130, 131}

Para su confección se inició utilizando un símil diente correspondiente a un incisivo central superior (Frassaco, Germany) para el tallado de un pilar, cuya preparación tiene una altura de sus paredes axiales preparadas de aproximadamente 6mm, con una convergencia de las paredes proximales de 6° sexagesimales, la reducción vestibular fue de 1,2mm y se conformaron en dos planos, reproduciendo la conformación original, un plano cervical paralelo al eje longitudinal del elemento, y el otro incisal, paralelo a dicha porción. A nivel palatino la reducción fue también de 1,2mm, y comprende dos aspectos, la concavidad palatina y el cingulo; en cuanto al cingulo, su reducción debe proveer la suficiente retención en sentido B-L por medio

de una convergencia junto con el tercio medio cervical de la superficie vestibular de 6° sexagesimales (Figura 2).

La reducción incisal fue de 2mm con su borde redondeado. La línea de preparación cervical asume los contornos clínicos de la encía marginal, y su configuración fue en hombro de 90° sexagesimales con el ángulo interno redondeado y en chamfer de 120° sexagesimales, conformando dos tipos de preparaciones de pilares, que corresponden al grupo I y II de trabajo respectivamente. Inicialmente se confeccionó el pilar según se indico más arriba, con una terminación periférica en chamfer de 120° sexagesimales, para posteriormente una vez duplicadas convenientemente las preparaciones, y fabricados los pilares metálicos de los modelos de trabajo, se concluyó conformando sobre la misma preparación dentaria una terminación periférica en hombro de 90° sexagesimales con el ángulo interno redondeado para proceder a su duplicación y fabricación de los pilares metálicos respectivos. La preparación del pilar finalizada posee un diámetro mesiodistal de 3,5mm (Figura 3).

La medición de la preparación marginal se realizó mediante soporte informático a través del programa Corel Draw (Corel Corporation), hasta la conformación de la angulación deseada (Figura 4).

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, sobre la cual se enceró una corona con la anatomía de un incisivo central superior con los espesores correspondientes según se describió, la cual se mutó en metal obteniendo una corona metálica que ajustará perfectamente sobre el pilar metálico. Comprobando de esta manera, sobre la corona

Análisis de la resistencia a la fractura y adaptación de restauraciones coronarias completas de porcelana pura

metálica, los espesores que deberemos obtener en las coronas cerámicas posteriormente (Figura 5).

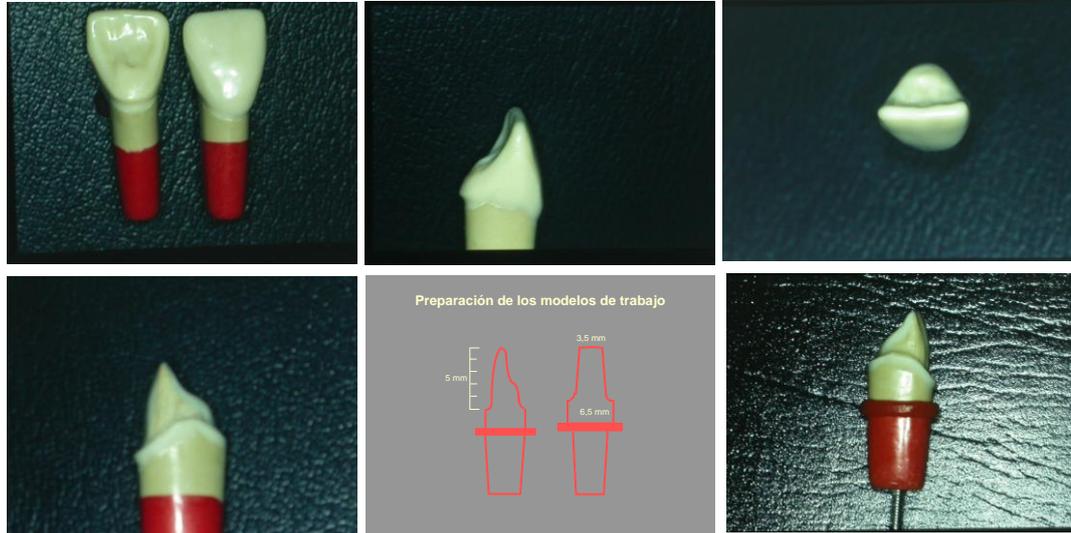


Figura 2. Símil diente correspondiente a un incisivo central superior para el tallado de un pilar.



Figura 3. Silicona para duplicación, del pilar tallado y su posterior positivación con resina de baja variación dimensional.

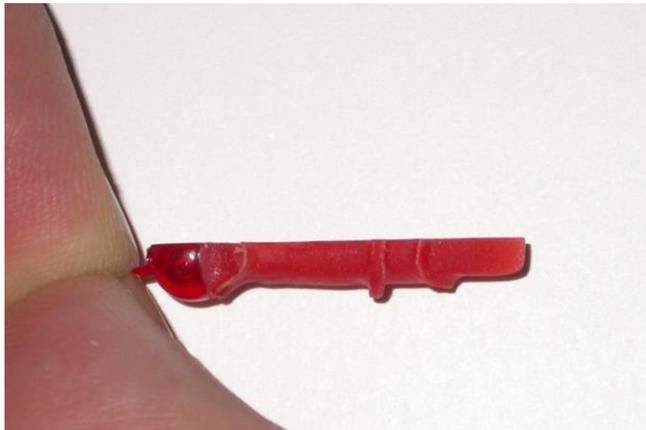
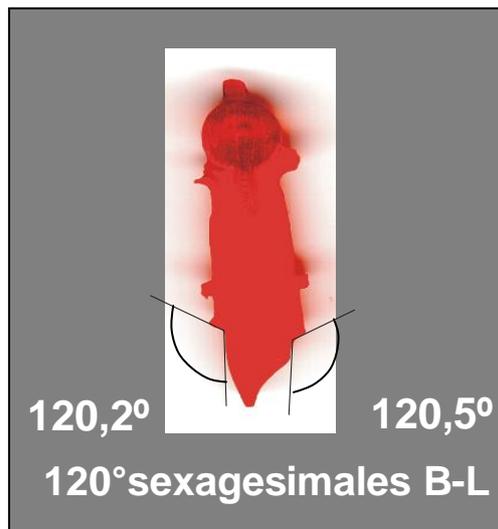
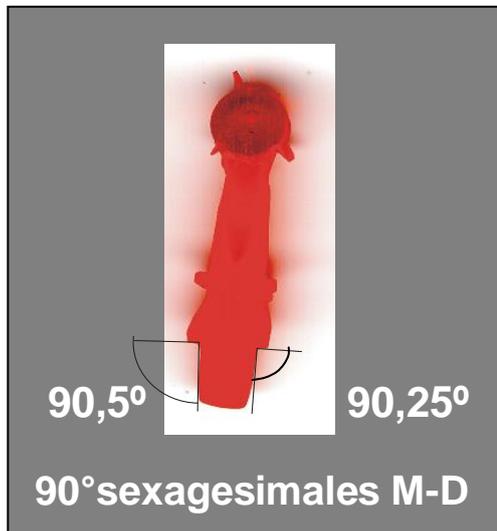


Figura 4. Análisis de la medición de la preparación marginal, mediante software de tratamiento vectorial de imágenes.



Así se obtuvieron los pilares metálicos originales, para los grupos I y II, con terminaciones marginales en hombro de 90° sexagesimales con el ángulo interno redondeado y en chamfer de 120° sexagesimales respectivamente; a partir de los cuales se reprodujeron los 48 pilares correspondientes a cada grupo (Figura 6).

El pilar original confeccionado sobre el diente análogo posee una prolongación apical simulando la raíz dentaria de 13mm de longitud, con sus paredes levemente convergentes hacia apical de conformación oval, de 7mm en su diámetro mayor por 5mm en su diámetro menor. 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 las preparaciones originales de pilares dentarios se las duplicó de manera tal de reproducirlas fehacientemente obteniendo 48 troqueles individuales de cada grupo.

Al pilar original del grupo I y del grupo II se los duplicó a través de una impresión¹³² con un material para duplicación de modelos basado en polivinyl siloxano (Elite Double Super Soft Polivynil Siloxane Zhermack, Co. Italy), cada pilar metálico se obtuvo de una impresión individual, a los fines de evitar distorsiones, preservando la fidelidad de las mismas y la exactitud de los pilares de trabajo. 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 nickel-cromo (VeraBond, Nickel-chromium alloy, AalbaDent, Cordelia CA. USA). Finalmente se eliminó el revestimiento por arenado con partículas de óxido de aluminio de 110 μ m de tamaño a 3bar de presión (Korox. Bego Bremen Goldschlägerei Wilh. Herbst GMBH & Co.) (Figuras 7 y 8).

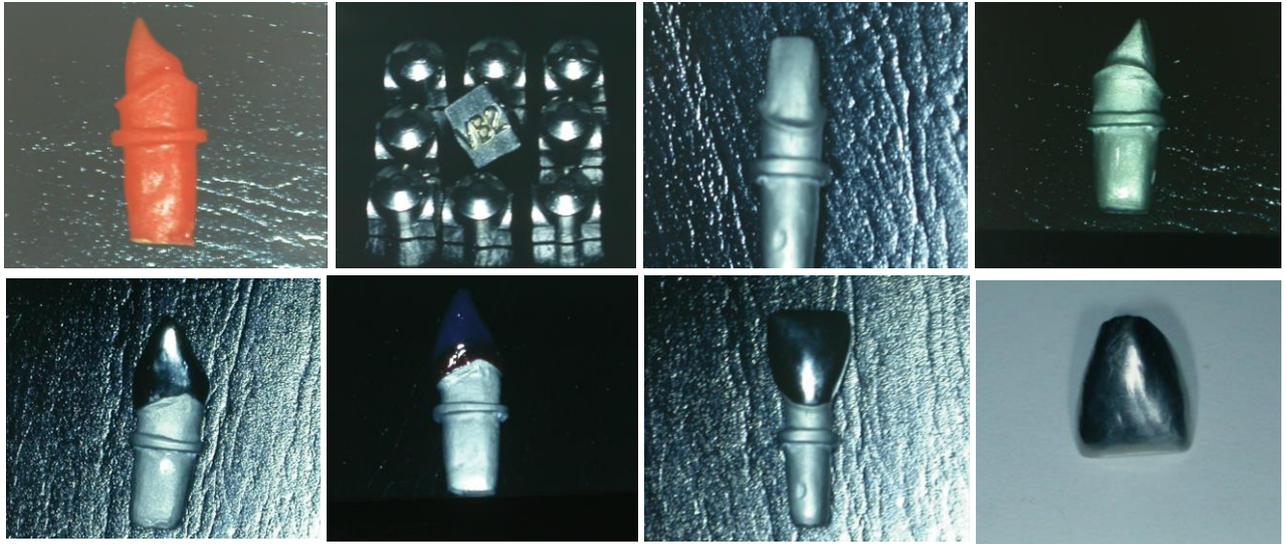


Figura 5. Una vez confeccionado el tallado sobre el símil diente, se realizó su duplicación y mutación en metal por colado, obteniendo así una muestra idéntica en metal, sobre la cual se enceró una corona con la anatomía de un incisivo central superior con los espesores correspondientes, la cual se mutó en metal obteniendo una corona metálica que ajustará perfectamente sobre el pilar metálico.

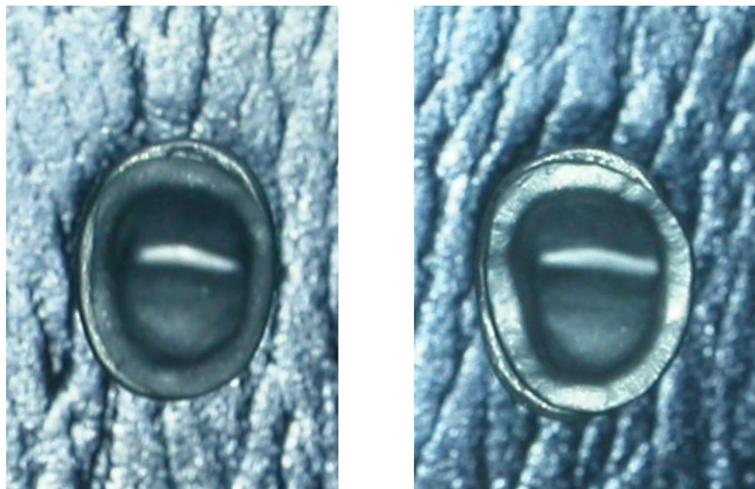


Figura 6. Pilares metálicos originales, para cada grupo I y II, con terminaciones marginales en hombro de 90° sexagesimales con el ángulo interno redondeado y en chamfer de 120° sexagesimales respectivamente.

Análisis de la resistencia a la fractura y adaptación de restauraciones coronarias completas de porcelana pura

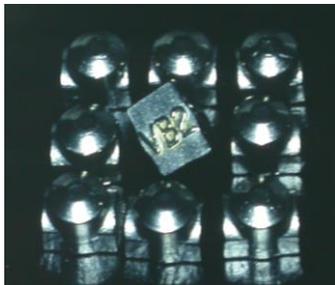
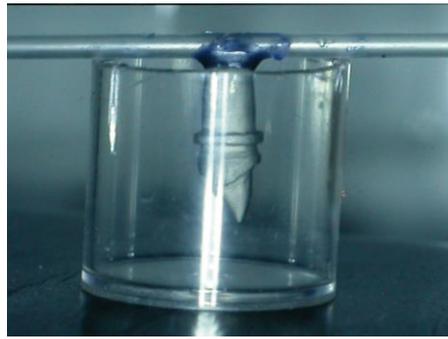


Figura 7. Duplicación del pilar original, y obtención de los pilares de cada grupo.

Análisis de la resistencia a la fractura y adaptación de restauraciones coronarias completas de porcelana pura

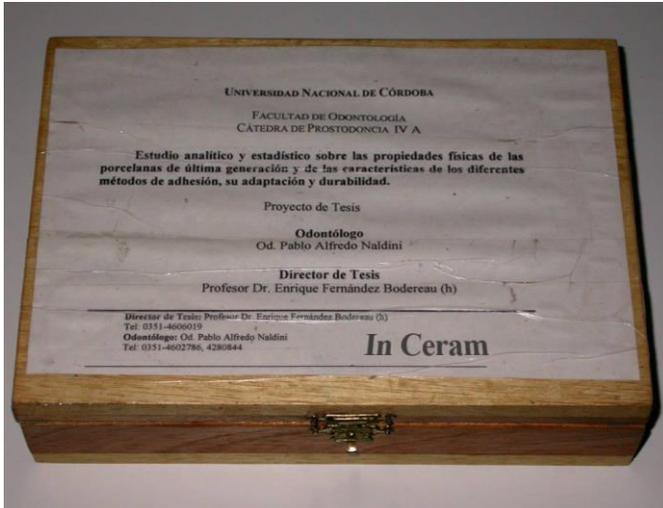


Figura 8. Estuches de cada sistema para remitir al laboratorio, con sus correspondientes identificaciones e indicaciones.

Obtención de las muestras (coronas)

Se realizaron 96 muestras que formaron dos grupos de 48 muestras cada una, con dos terminaciones periféricas distintas, en hombro recto de 90° sexagesimales con el ángulo interno redondeado (grupo I) y en chamfer de 120° sexagesimales (grupo II), y dos alturas incisales diferentes que resultan según el espesor incisal cerámico asignado a las coronas realizadas, los cuales fueron de 1,5mm y de 3mm, estableciendo dos subgrupos respectivamente.

Los núcleos de In-Ceram, IPS Empress 2 y Procera fueron fabricados con un espesor de 0,8mm en todas sus paredes. El sistema Procera originalmente desde el año 1993 hasta 2001 operaba con un software bajo el sistema operativo (DOS) que permitía ajustar el espesor del núcleo de 0,4mm a 2mm, pero la adaptación obtenida era deficiente. Desde 2002 utiliza un software bajo el sistema operativo (Windows, Microsoft) que permite hacer espesores de núcleo de 0,4mm y 0,6mm únicamente, excepto realizando un encerado del núcleo con el espesor deseado y luego escanear también el encerado, luego de escanear el núcleo previamente. Entonces, según las instrucciones del fabricante el sistema Procera actualmente nos permite obtener núcleos de 0,4mm y 0,6mm.

Soportados o avalados con un estudio previo, en donde se evaluaron la resistencia de coronas de Procera con distintos espesores de núcleo, se concluye que no hay diferencia significativa en la resistencia a la fractura de Procera cuando tenían núcleos con espesores de 0,5mm y 0,7mm,¹³³ extrapolando estas conclusiones se utilizaron núcleos de 0,6mm en el presente estudio en donde se estableció un espesor de 0,8mm para los núcleos de los tres sistemas.

Posteriormente las coronas fueron completadas con la aplicación de porcelana de dentina y esmalte de recubrimiento estético, con una técnica tradicional de condensación.¹³⁴ Todas las coronas fueron confeccionadas de acuerdo a las respectivas recomendaciones de los fabricantes.

Debido a la contracción volumétrica durante la vitrificación y sinterización cerámica se hace indispensable la medición de espesores, a los fines de corroborar la uniformidad de las muestras, ya que el grosor de sus paredes influye decisivamente en la resistencia. Con un calibre de espesores con resolución de 0,01mm (Renfert. Germany) se registró el espesor de sus paredes en doce puntos de la restauración, a nivel cervical, medio e incisal, correspondiente a las caras Bucal, palatina, mesial y distal respectivamente (Tabla 4, Figuras 9, 10 y 11 y12).

Tabla 4. Espesores coronarios.

1/3	Bucal	Lingual	Mesial	Distal
Cervical	1,5mm	1,5mm	1,5mm	1,5mm
Medio	1,5mm	1,5mm	2mm	2mm
Incisal	1,5mm	1,5mm	3mm	3mm

Además se registró el espesor incisal de cada muestra respectivamente. Los registros de espesores tuvieron una tolerancia de +/- 0,08mm (Tabla 5).

Análisis de la resistencia a la fractura y adaptación de restauraciones coronarias completas de porcelana pura

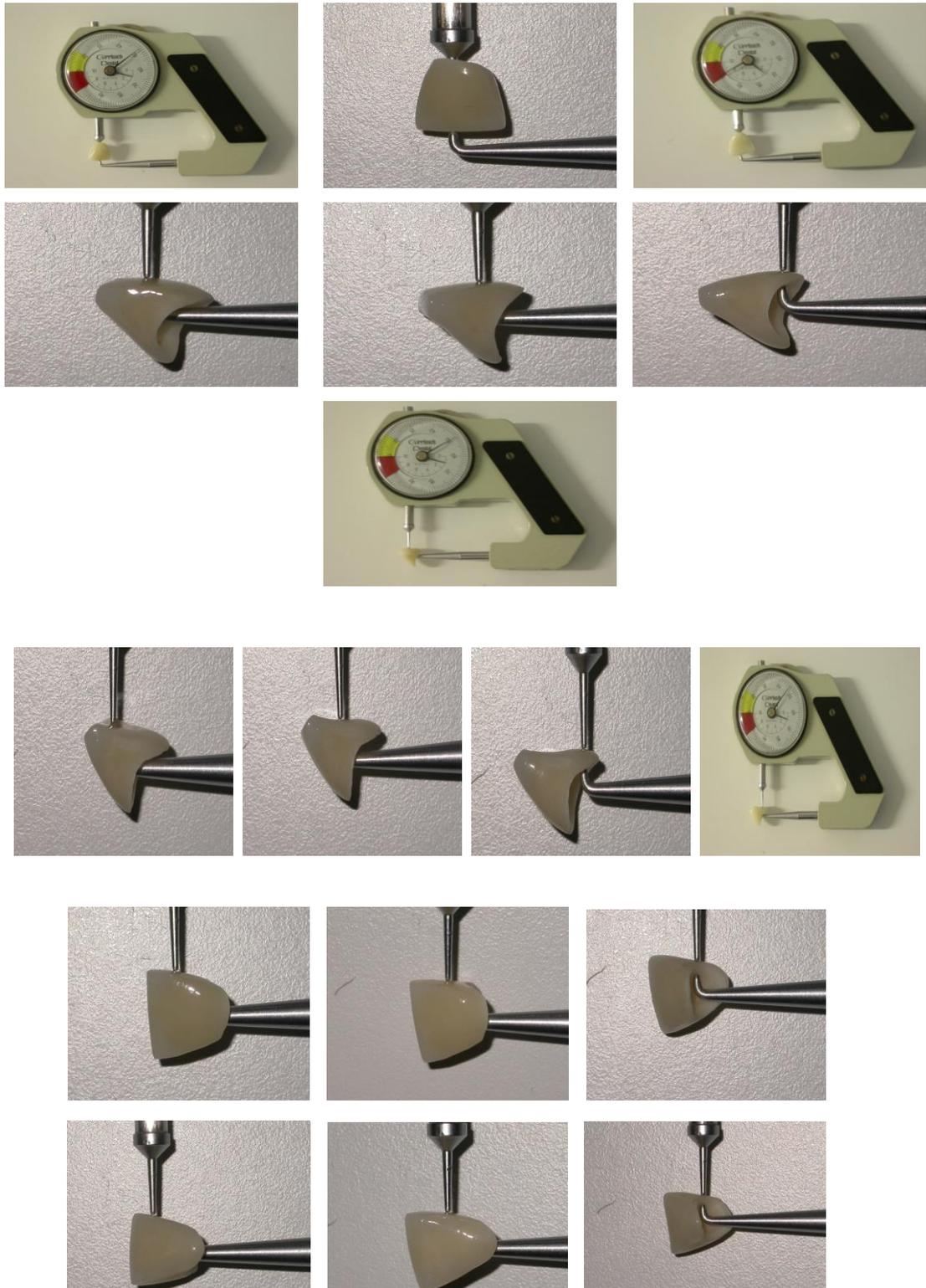


Figura 9. Calibre de espesores. Medición incisal, bucal, lingual y proximal.

Análisis de la resistencia a la fractura y adaptación de restauraciones coronarias completas de porcelana pura

Tabla 5. Registro de espesores.

In Ceram

Grupo I 1

Tercio	Bucal	Lingual	Mesial	Distal	Altura incisal
<i>Pilar 1</i>					
Cervical	1.52	1.48	1.51	1.47	
Medio	1.49	1.45	2.03	2	
Incisal	1.53	1.51	2.97	3.02	
					1.51
<i>Pilar 2</i>					
Cervical	1.48	1.48	1.51	1.52	
Medio	1.48	1.51	2.08	1.98	
Incisal	1.49	1.46	3	3.01	
					1.48
<i>Pilar 3</i>					
Cervical	1.5	1.5	1	1	
Medio	1.43	1.5	2	2	
Incisal	1.47	1.43	3	3	
					1.5
<i>Pilar 4</i>					
Cervical	1.5	1.5	1.55	1.5	
Medio	1.45	1.46	2	2	
Incisal	1.55	1.45	3	3	
					1.5
<i>Pilar 5</i>					
Cervical	1.5	1.55	1.5	1.5	
Medio	1.45	1.5	2.1	2	
Incisal	1.5	1.42	3.1	2.5	
					1.5
<i>Pilar 6</i>					
Cervical	1.5	1.5	1.5	1.5	
Medio	1.43	1.5	2	2	
Incisal	1.5	1.43	3	3	
					1.5
<i>Pilar 7</i>					
Cervical	1.5	1.5	1.5	1.5	
Medio	1.46	1.48	2	2	
Incisal	1.5	1.42	3	3	
					1.5
<i>Pilar 8</i>					
Cervical	1.5	1.5	1.55	1.5	
Medio	1.44	1.5	2	2	
Incisal	1.43	1.5	3	3	
					1.5
<i>Pilar 9</i>					
Cervical	1.56	1.5	1.57	1.58	
Medio	1.5	1.45	2.1	2	
Incisal	1.5	1.46	3	2.9	
					1.5
<i>Pilar 10</i>					
Cervical	1.57	1.5	1.54	1.49	
Medio	1.5	1.55	2.08	1.98	
Incisal	1.5	1.48	3.1	3.07	
					1.5

Análisis de la resistencia a la fractura y adaptación de restauraciones coronarias completas de porcelana pura

In Ceram

Grupo I 2

Tercio	Bucal	Lingual	Mesial	Distal	Altura incisal
<i>Pilar 1</i>					
Cervical	1.46	1.47	1.56	1.53	
Medio	1.45	1.45	2.1	2	
Incisal	1.5	1.44	3	2.17	
					3.1
<i>Pilar 2</i>					
Cervical	1.5	1.47	1.53	1.5	
Medio	1.44	1.5	2	2.08	
Incisal	1.5	1.5	3	3	
					3
<i>Pilar 3</i>					
Cervical	1.49	1.43	1.5	1.5	
Medio	1.47	1.5	2.07	2.04	
Incisal	1.55	1.47	3.08	3	
					2.95
<i>Pilar 4</i>					
Cervical	1.45	1.48	1.51	1.5	
Medio	1.47	1.47	2.08	1.96	
Incisal	1.53	1.43	3.08	3	
					3
<i>Pilar 5</i>					
Cervical	1.48	1.45	1.52	1.52	
Medio	1.44	1.5	2	2.07	
Incisal	1.48	1.5	3	3.08	
					2.98
<i>Pilar 6</i>					
Cervical	1.48	1.49	1.5	1.5	
Medio	1.47	1.55	2.06	2	
Incisal	1.53	1.48	3.02	3	
					2.99
<i>Pilar 7</i>					
Cervical	1.46	1.48	1.5	1.56	
Medio	1.49	1.51	2	2.08	
Incisal	1.52	1.53	3	3	
					3
<i>Pilar 8</i>					
Cervical	1.5	1.5	1.51	1.5	
Medio	1.47	1.47	2.03	2.06	
Incisal	1.51	1.49	3	3	
					3
<i>Pilar 9</i>					
Cervical	1.57	1.5	1.5	1.5	
Medio	1.5	1.53	2	2	
Incisal	1.57	1.54	3	3	
					3
<i>Pilar 10</i>					
Cervical	1.48	1.47	1.48	1.47	
Medio	1.52	1.51	1.95	2	
Incisal	1.53	1.5	3	2.97	
					3

Análisis de la resistencia a la fractura y adaptación de restauraciones coronarias completas de porcelana pura

In Ceram

Grupo II 1

Tercio	Bucal	Lingual	Mesial	Distal	Altura incisal
<i>Pilar 1</i>					
Cervical	1.48	1.46	1.53	1.5	
Medio	1.5	1.55	2.09	2	
Incisal	1.56	1.49	3.07	3	
					1.5
<i>Pilar 2</i>					
Cervical	1.57	1.54	1.53	1.5	
Medio	1.48	1.55	2	2	
Incisal	1.53	1.45	3.08	3	
					1.5
<i>Pilar 3</i>					
Cervical	1.5	1.5	1.58	1.52	
Medio	1.5	1.46	2.07	2.08	
Incisal	1.48	1.49	3	3.07	
					1.5
<i>Pilar 4</i>					
Cervical	1.5	1.48	1.57	1.58	
Medio	1.5	1.45	2.06	2	
Incisal	1.52	1.45	3	3	
					1.52
<i>Pilar 5</i>					
Cervical	1.51	1.44	1.5	1.48	
Medio	1.52	1.42	2	2.08	
Incisal	1.53	1.43	3	2.93	
					1.47
<i>Pilar 6</i>					
Cervical	1.57	1.52	1.57	1.5	
Medio	1.5	1.5	2.1	2	
Incisal	1.55	1.44	3	3.04	
					1.5
<i>Pilar 7</i>					
Cervical	1.51	1.56	1.5	1.5	
Medio	1.5	1.5	2.06	2.03	
Incisal	1.49	1.5	3.02	3	
					1.52
<i>Pilar 8</i>					
Cervical	1.54	1.53	1.56	1.5	
Medio	1.5	1.52	2	2	
Incisal	1.53	1.5	3.05	3	
					1.46
<i>Pilar 9</i>					
Cervical	1.53	1.49	1.5	1.48	
Medio	1.59	1.49	2.08	2	
Incisal	1.45	1.47	3.02	3	
					1.55
<i>Pilar 10</i>					
Cervical	1.45	1.46	2.06	1.5	
Medio	1.56	1.49	2.05	2.04	
Incisal	1.53	1.51	3	2.85	
					1.49

Análisis de la resistencia a la fractura y adaptación de restauraciones coronarias completas de porcelana pura

In Ceram

Grupo II 2

Tercio	Bucal	Lingual	Mesial	Distal	Altura incisal
<i>Pilar 1</i>					
Cervical	1.49	1.5	1.5	1.5	
Medio	1.42	1.48	2.06	2	
Incisal	1.5	1.43	3.05	3	
					3
<i>Pilar 2</i>					
Cervical	1.5	1.48	1.53	1.56	
Medio	1.5	1.52	2.08	2	
Incisal	1.5	1.5	3	3	
					3
<i>Pilar 3</i>					
Cervical	1.5	1.45	1.55	1.5	
Medio	1.44	1.46	2.06	2	
Incisal	1.5	1.42	3.02	3.02	
					3
<i>Pilar 4</i>					
Cervical	1.5	1.5	1.52	1.44	
Medio	1.5	1.55	2.05	2.04	
Incisal	1.52	1.55	3	3	
					3
<i>Pilar 5</i>					
Cervical	1.46	1.5	1.5	1.5	
Medio	1.48	1.46	2.08	2.03	
Incisal	1.43	1.47	3.01	3.02	
					3
<i>Pilar 6</i>					
Cervical	1.53	1.5	1.5	1.5	
Medio	1.51	1.52	2	2	
Incisal	1.48	1.51	2.98	3	
					3
<i>Pilar 7</i>					
Cervical	1.5	1.5	1.5	1.5	
Medio	1.5	1.56	2	2	
Incisal	1.53	1.5	3.03	3	
					3
<i>Pilar 8</i>					
Cervical	1.47	1.46	1.47	1.5	
Medio	1.5	1.5	2.06	1.96	
Incisal	1.5	1.5	3	3	
					3
<i>Pilar 9</i>					
Cervical	1.48	1.52	1.49	1.51	
Medio	1.49	1.49	2.04	1.98	
Incisal	1.51	1.47	2.96	3	
					3
<i>Pilar 10</i>					
Cervical	1.49	1.51	1.48	1.52	
Medio	1.47	1.48	2.05	2.01	
Incisal	1.46	1.49	2.98	3	
					2.99

Análisis de la resistencia a la fractura y adaptación de restauraciones coronarias completas de porcelana pura

IPS Empress2

Grupo I 1

Tercio	Bucal	Lingual	Mesial	Distal	Altura incisal
<i>Pilar 1</i>					
Cervical	1.43	1.45	1.55	1.58	
Medio	1.45	1.5	2.07	1.93	
Incisal	1.57	1.49	3	2.96	
					1.5
<i>Pilar 2</i>					
Cervical	1.45	1.48	1.51	1.46	
Medio	1.42	1.48	1.96	2.02	
Incisal	1.5	1.43	2.91	2.95	
					1.48
<i>Pilar 3</i>					
Cervical	1.5	1.46	1.51	1.5	
Medio	1.47	1.49	1.97	1.85	
Incisal	1.53	1.59	3.02	3.01	
					1.49
<i>Pilar 4</i>					
Cervical	1.44	1.44	1.51	1.59	
Medio	1.48	1.47	2.03	2.06	
Incisal	1.45	1.44	3.02	2.96	
					1.55
<i>Pilar 5</i>					
Cervical	1.49	1.52	1.5	1.51	
Medio	1.42	1.51	1.97	2	
Incisal	1.53	1.5	3.01	2.97	
					1.52
<i>Pilar 6</i>					
Cervical	1.44	1.43	1.5	1.53	
Medio	1.46	1.5	2.02	2.01	
Incisal	1.45	1.47	3.01	2.96	
					1.47
<i>Pilar 7</i>					
Cervical	1.5	1.4	1.51	1.49	
Medio	1.46	1.49	2.03	2.05	
Incisal	1.48	1.43	3.02	2.93	
					1.52
<i>Pilar 8</i>					
Cervical	1.48	1.48	1.5	1.44	
Medio	1.43	1.48	2.06	1.93	
Incisal	1.51	1.43	3	2.99	
					1.52
<i>Pilar 9</i>					
Cervical	1.53	1.45	1.46	1.45	
Medio	1.52	1.47	1.94	1.98	
Incisal	1.49	1.5	3	2.98	
					1.5
<i>Pilar 10</i>					
Cervical	1.43	1.49	1.52	1.49	
Medio	1.5	1.52	2	2.01	
Incisal	1.52	1.51	2.97	3	
					1.42

Análisis de la resistencia a la fractura y adaptación de restauraciones coronarias completas de porcelana pura

IPS Empress2

Grupo I 2

Tercio	Bucal	Lingual	Mesial	Distal	Altura incisal
<i>Pilar 1</i>					
Cervical	1.46	1.51	1.51	1.52	
Medio	1.49	1.5	2	2.03	
Incisal	1.54	1.55	3	2.98	
					2.95
<i>Pilar 2</i>					
Cervical	1.53	1.51	1.5	1.53	
Medio	1.58	1.56	2.01	2.01	
Incisal	1.56	1.57	2.97	2.95	
					2.97
<i>Pilar 3</i>					
Cervical	1.45	1.49	1.5	1.48	
Medio	1.48	1.53	2.02	2	
Incisal	1.52	1.52	2.94	3.02	
					2.96
<i>Pilar 4</i>					
Cervical	1.48	1.44	1.51	1.5	
Medio	1.47	1.5	2.02	2.03	
Incisal	1.5	1.5	3.1	3	
					3
<i>Pilar 5</i>					
Cervical	1.52	1.47	1.58	1.56	
Medio	1.49	1.48	2.09	2.07	
Incisal	1.51	1.48	3.01	3	
					3.01
<i>Pilar 6</i>					
Cervical	1.46	1.45	1.5	1.46	
Medio	1.5	1.5	2.03	2	
Incisal	1.53	1.51	2.97	3	
					2.98
<i>Pilar 7</i>					
Cervical	1.5	1.46	1.5	1.56	
Medio	1.5	1.48	2.03	2	
Incisal	1.5	1.49	3.02	3	
					2.94
<i>Pilar 8</i>					
Cervical	1.53	1.43	1.48	1.53	
Medio	1.5	1.51	2	2.03	
Incisal	1.52	1.47	2.98	3	
					2.94
<i>Pilar 9</i>					
Cervical	1.48	1.43	1.5	1.53	
Medio	1.49	1.52	2.03	2.03	
Incisal	1.51	1.5	3.02	3.03	
					3
<i>Pilar 10</i>					
Cervical	1.54	1.46	1.47	1.51	
Medio	1.51	1.51	2.03	2.05	
Incisal	1.52	1.49	2.98	3	
					2.98

IPS Empress2

Grupo II 1

Tercio	Bucal	Lingual	Mesial	Distal	Altura incisal
<i>Pilar 1</i>					
Cervical	1.43	1.45	1.53	1.43	
Medio	1.49	1.46	2.02	1.91	
Incisal	1.51	1.47	3	2.91	
					1.5
<i>Pilar 2</i>					
Cervical	1.47	1.46	1.5	1.51	
Medio	1.47	1.45	1.93	2	
Incisal	1.5	1.5	2.9	2.91	
					1.53
<i>Pilar 3</i>					
Cervical	1.44	1.51	1.49	1.5	
Medio	1.49	1.48	2.01	2	
Incisal	1.53	1.51	3	3.01	
					1.48
<i>Pilar 4</i>					
Cervical	1.43	1.47	1.54	1.52	
Medio	1.48	1.5	2	2	
Incisal	1.52	1.5	3.02	2.98	
					1.52
<i>Pilar 5</i>					
Cervical	1.5	1.46	1.5	1.5	
Medio	1.5	1.53	2.07	2	
Incisal	1.53	1.48	3.06	2.91	
					1.48
<i>Pilar 6</i>					
Cervical	1.45	1.45	1.53	1.58	
Medio	1.47	1.53	2.02	2.09	
Incisal	1.51	1.49	3.03	2.91	
					1.52
<i>Pilar 7</i>					
Cervical	1.54	1.48	1.5	1.56	
Medio	1.49	1.53	1.96	2	
Incisal	1.5	1.51	3	2.95	
					1.51
<i>Pilar 8</i>					
Cervical	1.46	1.48	1.55	1.53	
Medio	1.47	1.56	2.08	2	
Incisal	1.49	1.5	3	2.98	
					1.5
<i>Pilar 9</i>					
Cervical	1.54	1.43	1.49	1.53	
Medio	1.5	1.54	2	2.03	
Incisal	1.52	1.46	2.98	3	
					1.48
<i>Pilar 10</i>					
Cervical	1.48	1.48	1.55	1.51	
Medio	1.47	1.54	2.05	2	
Incisal	1.47	1.51	3	2.97	
					1.5

Análisis de la resistencia a la fractura y adaptación de restauraciones coronarias completas de porcelana pura

IPS Empress2

Grupo II 2

Tercio	Bucal	Lingual	Mesial	Distal	Altura incisal
<i>Pilar 1</i>					
Cervical	1.46	1.43	1.5	1.47	
Medio	1.47	1.47	2.03	1.94	
Incisal	1.5	1.52	2.983	3	
					3
<i>Pilar 2</i>					
Cervical	1.5	1.43	1.56	1.48	
Medio	1.5	1.58	2.04	2	
Incisal	1.5	1.45	3	3	
					3.02
<i>Pilar 3</i>					
Cervical	1.47	1.49	1.5	1.5	
Medio	1.5	1.47	2	1.96	
Incisal	1.56	1.53	3	3.01	
					2.97
<i>Pilar 4</i>					
Cervical	1.5	1.48	1.46	1.5	
Medio	1.5	1.48	2	2	
Incisal	1.47	1.48	3	2.97	
					2.95
<i>Pilar 5</i>					
Cervical	1.52	1.46	1.5	1.5	
Medio	1.52	1.47	2.02	1.97	
Incisal	1.51	1.5	3	2.97	
					3
<i>Pilar 6</i>					
Cervical	1.49	1.5	1.5	1.5	
Medio	1.47	1.47	2	2.03	
Incisal	1.52	1.5	3	3	
					3.02
<i>Pilar 7</i>					
Cervical	1.52	1.52	1.5	1.5	
Medio	1.5	1.47	2.07	2	
Incisal	1.51	1.51	3	2.94	
					2.97
<i>Pilar 8</i>					
Cervical	1.43	1.53	1.5	1.54	
Medio	1.45	1.51	2.04	2.06	
Incisal	1.5	1.5	3.03	3.04	
					3.01
<i>Pilar 9</i>					
Cervical	1.45	1.49	1.53	1.53	
Medio	1.46	1.54	2.02	2	
Incisal	1.49	1.5	3	2.98	
					2.99
<i>Pilar 10</i>					
Cervical	1.53	1.49	1.46	1.5	
Medio	1.5	1.47	2.01	2.01	
Incisal	1.46	1.48	3.02	2.98	
					2.97

Análisis de la resistencia a la fractura y adaptación de restauraciones coronarias completas de porcelana pura

Procera

Grupo I 1

Tercio	Bucal	Lingual	Mesial	Distal	Altura incisal
<i>Pilar 1</i>					
Cervical	1.49	1.5	1.51	1.55	
Medio	1.5	1.51	1.98	2.09	
Incisal	1.5	1.52	3	3	
					1.5
<i>Pilar 2</i>					
Cervical	1.5	1.47	1.55	1.56	
Medio	1.5	1.42	2.08	2.03	
Incisal	1.51	1.45	2.92	3	
					1.5
<i>Pilar 3</i>					
Cervical	1.49	1.48	1.5	1.52	
Medio	1.46	1.42	2	2.08	
Incisal	1.44	1.5	2.91	2.92	
					1.53
<i>Pilar 4</i>					
Cervical	1.5	1.5	1.5	1.55	
Medio	1.52	1.49	1.98	2	
Incisal	1.5	1.5	3.06	3	
					1.52
<i>Pilar 5</i>					
Cervical	1.5	1.48	1.57	1.5	
Medio	1.51	1.52	2.02	2.09	
Incisal	1.51	1.53	2.92	3	
					1.5
<i>Pilar 6</i>					
Cervical	1.5	1.5	1.51	1.46	
Medio	1.55	1.5	2	2	
Incisal	1.51	1.49	3	2.96	
					1.5
<i>Pilar 7</i>					
Cervical	1.51	1.5	1.5	1.48	
Medio	1.5	1.51	2	2	
Incisal	1.5	1.49	3	3.01	
					1.49
<i>Pilar 8</i>					
Cervical	1.49	1.48	1.5	1.55	
Medio	1.53	1.52	2.02	2.01	
Incisal	1.5	1.5	2.98	2.83	
					1.48
<i>Pilar 9</i>					
Cervical	1.44	1.5	1.5	1.43	
Medio	1.46	1.52	1.93	1.94	
Incisal	1.45	1.46	3	2.82	
					1.5
<i>Pilar 10</i>					
Cervical	1.5	1.44	1.49	1.43	
Medio	1.49	1.5	2.06	1.98	
Incisal	1.48	1.5	3.08	2.97	
					1.57

Análisis de la resistencia a la fractura y adaptación de restauraciones coronarias completas de porcelana pura

Procera

Grupo I 2

Tercio	Bucal	Lingual	Mesial	Distal	Altura incisal
<i>Pilar 1</i>					
Cervical	1.49	1.5	1.55	1.5	
Medio	1.48	1.53	2.03	2.02	
Incisal	1.51	1.51	3	2.98	
					3.02
<i>Pilar 2</i>					
Cervical	1.5	1.5	1.51	1.53	
Medio	1.49	1.5	2	2	
Incisal	1.5	1.44	2.99	3.01	
					3.01
<i>Pilar 3</i>					
Cervical	1.47	1.5	1.54	1.52	
Medio	1.48	1.51	2.05	2.04	
Incisal	1.54	1.5	3	2.98	
					3.03
<i>Pilar 4</i>					
Cervical	1.47	1.47	1.52	1.54	
Medio	1.5	1.52	2.02	2.05	
Incisal	1.52	1.48	2.99	3	
					3
<i>Pilar 5</i>					
Cervical	1.5	1.45	1.54	1.55	
Medio	1.49	1.53	2.03	2.04	
Incisal	1.48	1.49	3.03	3	
					3.03
<i>Pilar 6</i>					
Cervical	1.48	1.5	1.5	1.55	
Medio	1.45	1.54	2.03	2.05	
Incisal	1.46	1.55	3.04	2.98	
					3.05
<i>Pilar 7</i>					
Cervical	1.51	1.52	1.52	1.53	
Medio	1.46	1.52	2.01	2.04	
Incisal	1.54	1.5	2.98	2.98	
					3
<i>Pilar 8</i>					
Cervical	1.49	1.48	1.54	1.55	
Medio	1.47	1.51	2.04	2.02	
Incisal	1.54	1.54	3.02	3.03	
					3.03
<i>Pilar 9</i>					
Cervical	1.5	1.58	2.96	3.07	
Medio	1.46	1.52	2.06	2	
Incisal	1.55	1.46	1.57	1.57	
					3.08
<i>Pilar 10</i>					
Cervical	1.48	1.57	2.96	3.08	
Medio	1.45	1.55	2.06	2.08	
Incisal	1.48	1.48	1.57	1.99	
					2.96

Análisis de la resistencia a la fractura y adaptación de restauraciones coronarias completas de porcelana pura

Procera

Grupo II 1

Tercio	Bucal	Lingual	Mesial	Distal	Altura incisal
<i>Pilar 1</i>					
Cervical	1.49	1.46	1.5	1.49	
Medio	1.49	1.5	2.01	1.99	
Incisal	1.52	1.49	3	2.98	
					1.5
<i>Pilar 2</i>					
Cervical	1.48	1.47	1.52	1.52	
Medio	1.49	1.48	2.01	1.99	
Incisal	1.51	1.98	3	2.98	
					1.5
<i>Pilar 3</i>					
Cervical	1.5	1.47	1.54	1.54	
Medio	1.51	1.5	2.03	2	
Incisal	1.52	1.48	3.02	3.01	
					1.49
<i>Pilar 4</i>					
Cervical	1.48	1.48	1.53	1.53	
Medio	1.47	1.52	2.03	2.05	
Incisal	1.5	1.48	2.98	3	
					1.51
<i>Pilar 5</i>					
Cervical	1.47	1.53	1.53	1.54	
Medio	1.48	1.5	2	2.03	
Incisal	1.53	1.51	3.02	2.99	
					1.5
<i>Pilar 6</i>					
Cervical	1.49	1.47	1.52	1.5	
Medio	1.48	1.5	2.01	2	
Incisal	1.5	1.55	3	3	
					1.5
<i>Pilar 7</i>					
Cervical	1.48	1.49	1.55	1.53	
Medio	1.5	1.48	2.01	2.01	
Incisal	1.51	1.51	2.99	2.98	
					1.5
<i>Pilar 8</i>					
Cervical	1.52	1.48	1.53	1.49	
Medio	1.51	1.49	2.03	2	
Incisal	1.5	1.48	2.98	2.98	
					1.49
<i>Pilar 9</i>					
Cervical	1.51	1.54	1.48	1.51	
Medio	1.53	1.51	2	2,04	
Incisal	1.48	1.48	2.99	3	
					1.51
<i>Pilar 10</i>					
Cervical	1.52	1.49	1.51	1.53	
Medio	1.48	1.47	2.02	2.03	
Incisal	1.55	1.53	2.99	2.97	
					1.48

Análisis de la resistencia a la fractura y adaptación de restauraciones coronarias completas de porcelana pura

Procera

Grupo II 2

Tercio	Bucal	Lingual	Mesial	Distal	Altura incisal
<i>Pilar 1</i>					
Cervical	1.5	1.46	1.47	1.5	
Medio	1.48	1.5	2	2.03	
Incisal	1.53	1.47	1.48	2.97	
					3.02
<i>Pilar 2</i>					
Cervical	1.49	1.47	1.51	1.51	
Medio	1.46	1.53	2.03	1.97	
Incisal	1.5	1.49	3	3.05	
					3.01
<i>Pilar 3</i>					
Cervical	1.48	1.45	1.54	1.55	
Medio	1.54	1.55	2.01	2	
Incisal	1.53	1.5	3	2.98	
					3.01
<i>Pilar 4</i>					
Cervical	1.53	1.48	1.54	1.51	
Medio	1.5	1.52	2.05	2	
Incisal	1.52	1.46	3	2.96	
					3
<i>Pilar 5</i>					
Cervical	1.5	1.46	1.55	1.53	
Medio	1.45	1.53	2.01	2	
Incisal	1.55	1.48	3	2.96	
					3.05
<i>Pilar 6</i>					
Cervical	1.5	1.46	1.52	1.5	
Medio	1.53	1.52	2.03	2	
Incisal	1.54	1.5	3	2.95	
					3.03
<i>Pilar 7</i>					
Cervical	1.49	1.49	1.5	1.53	
Medio	1.49	1.51	2.01	2.02	
Incisal	1.54	1.52	3.03	2.98	
					3.02
<i>Pilar 8</i>					
Cervical	1.49	1.46	1.5	1.5	
Medio	1.5	1.54	2	2	
Incisal	1.5	1.52	2.97	3	
					3.02
<i>Pilar 9</i>					
Cervical	1.5	1.48	1.46	1.52	
Medio	1.52	1.47	2.01	2.02	
Incisal	1.48	1.49	3	2.99	
					2.98
<i>Pilar 10</i>					
Cervical	1.53	1.49	1.49	1.48	
Medio	1.5	1.48	2	2	
Incisal	1.46	1.5	3.02	3	
					2.95

Después de obtener los espesores deseados, la superficie interna de las coronas fue acondicionada previamente a la cementación.¹³⁵

Estas muestras formaron los grupos y subgrupos descritos anteriormente (Tabla 1).

In Ceram



Figura 10. Núcleos In-Ceram y porcelana de revestimiento.

IPS Empress 2



Figura 11. Núcleos IPS Empress2 y porcelana de revestimiento.

Procera

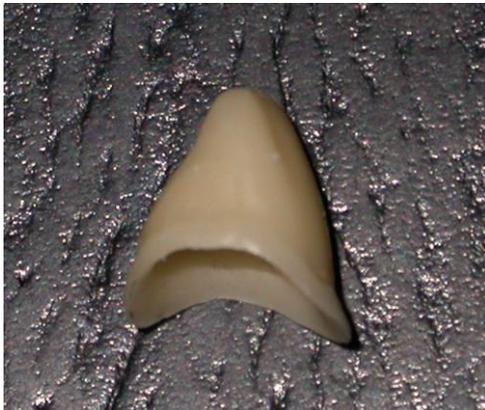


Figura 12. Núcleos Procera y porcelana de revestimiento.

Acondicionamiento de las muestras

La superficie interna de las coronas fue acondicionada previamente a la cementación,^{136,137,138,139,140,141} 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 μ m, (Renfert Strahlmittel, 1594-1205. Renfert, Germany) a una presión de 2,5bar, durante 5segundos a una distancia de 10mm, estos especímenes fueron limpiados ultrasónicamente con agua destilada durante 10minutos y secados con aire, libre de aceite y humedad, por aproximadamente 30segundos. Se colocó un agente acoplante silano (Monobond-S. Vivadent Ets. Schaan/Liechtenstein) durante 40segundos aplicándose aire posteriormente por aproximadamente 30segundos.

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

Sistema Procera: las muestras se acondicionaron realizando un arenado con partículas de óxido de aluminio de 50 μ m a una presión de 2,5bar durante 5segundos a una distancia de 10mm, estos especímenes fueron limpiados ultrasónicamente con agua destilada durante 10minutos y secados con aire, libre de aceite y humedad, por aproximadamente 30segundos. Se colocó un agente acoplante silano (Monobond-S.

Análisis de la resistencia a la fractura y adaptación de restauraciones coronarias completas de porcelana pura

Vivadent Ets. Schaan/Liechtenstein) durante 40 segundos¹⁴² aplicándose aire posteriormente por aproximadamente 30 segundos (Figuras 13, 14, 15, 16 y 17).

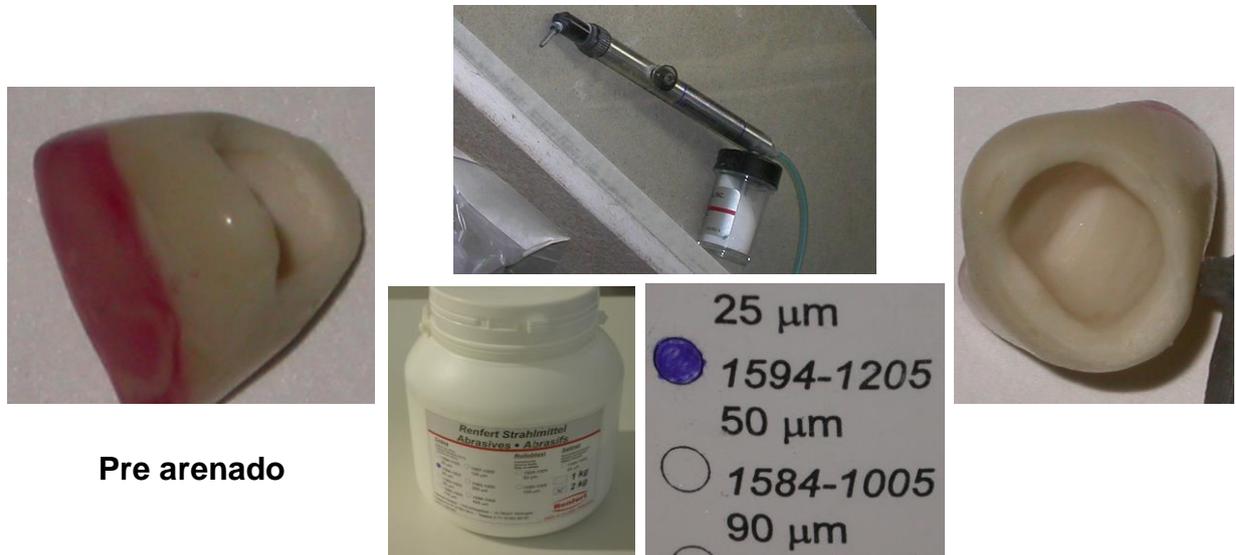


Figura 13. Arenado interno.



Figura 14. Lavadora ultrasónica.

Análisis de la resistencia a la fractura y adaptación de restauraciones coronarias completas de porcelana pura



Figura 15. Agente acoplante silano



Figura 16. Grabado ácido.

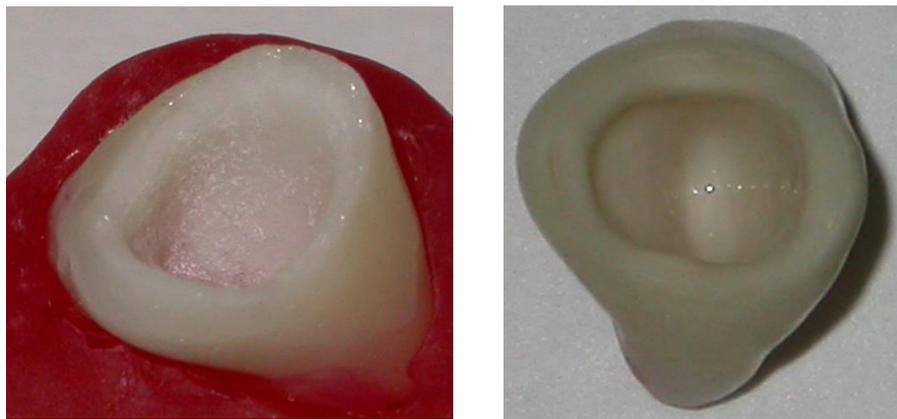


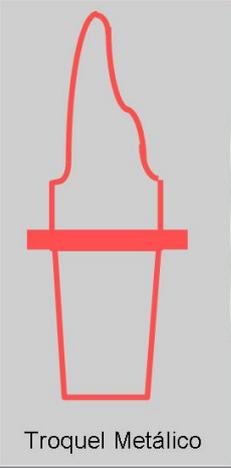
Figura 17. Agente acoplante silano.

Acondicionamiento de los modelos de trabajo

Los pilares metálicos obtenidos fueron acondicionados primero con partículas abrasivas, impulsadas por presión de aire, de alúmina de 110 μ m para limpiar y producir rugosidades en la superficie (Korox, Bego Bremen Goldschlägerei Wilh. Herbst GMBH & Co.), usando el mismo minisandblaster (Microetcher, Model II, intraoral sandblaster, Danville Engineering Inc. USA), 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.¹⁴³ Además, se debe tener en cuenta la importancia del módulo de elasticidad del sustrato que soporta una corona pura de porcelana, debido a que el módulo elástico condiciona la resistencia a la fractura de la cerámica²⁹ (Figura 18).

ACONDICIONAMIENTO DE LOS MODELOS DE TRABAJO
PILARES METÁLICOS



1) Arenado (alúmina de 110µm)
2) Limpieza ultrasónica con agua destilada
3) agente acoplante (Metalprimer, Ivoclar)

Troquel Metálico

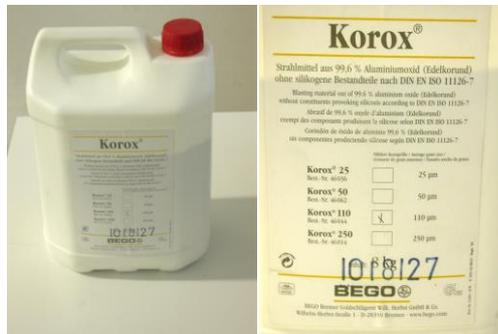


Figura18. Arenado del pilar y aplicación del metal

Cementado de las muestras

Sobre los troqueles metálicos, se confeccionaron y cementaron los tres sistemas de cerámica que se sometieron a un test de carga progresiva. El cementado se realizó con cemento de resina de autocurado (Multilink, Ivoclar Vivadent AG, FL-9494 schaan/Liechtenstein).

Sobre los pilares se colocó, previamente al cementado, primer A + B (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 30N. 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.¹⁴⁴

El exceso de cemento fluido fue removido con un pincel pequeño, y la zona de la interface 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 (Figura 19, 20, 21, 22 y 23).



Figura 19. Cementado de las muestras.

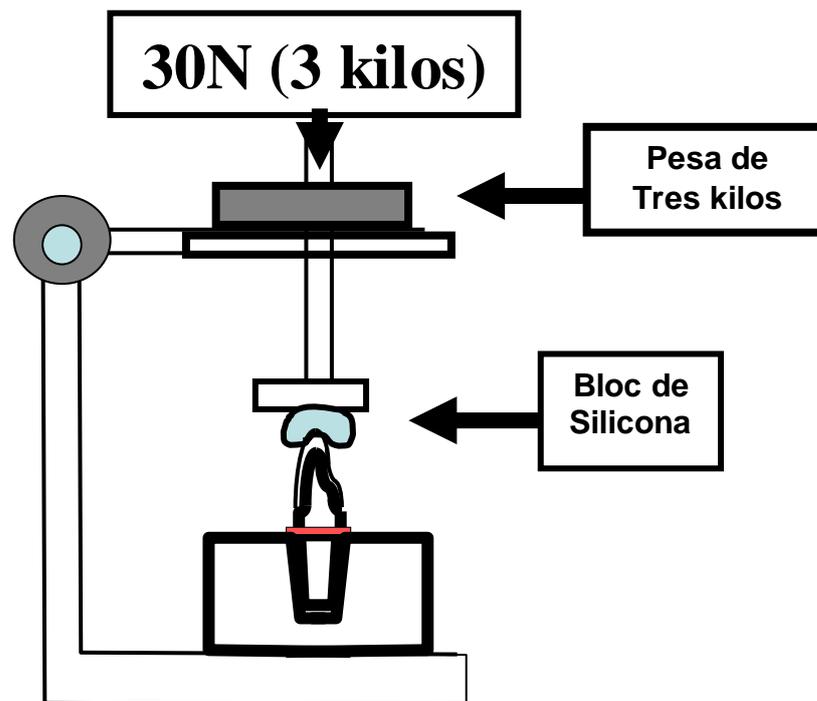


Figura 20. Aparato diseñado para ejercer fuerza axial sobre el ángulo incisal de aproximadamente 30N, interponiendo un block de silicona, durante 5 minutos.



Figura 21. Componentes del dispositivo de carga axial para cementado.

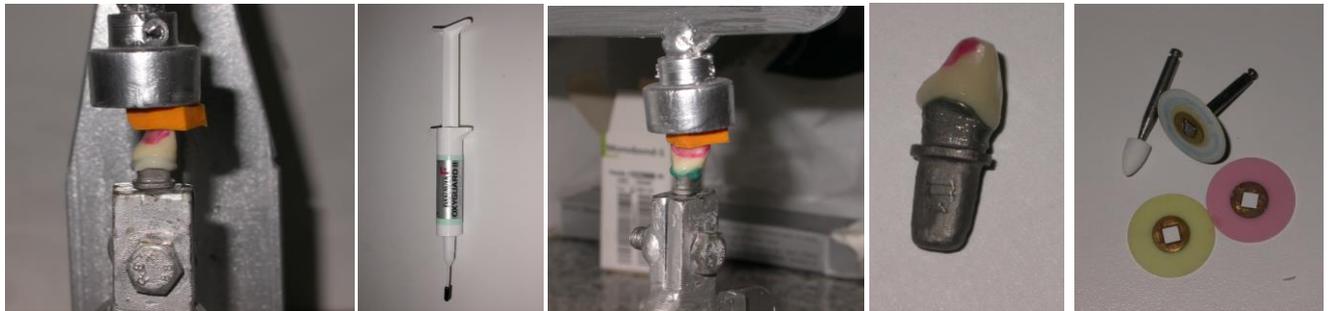


Figura 22. Aplicación de tensión durante el cementado. Guarda de oxígeno y elementos de pulido.

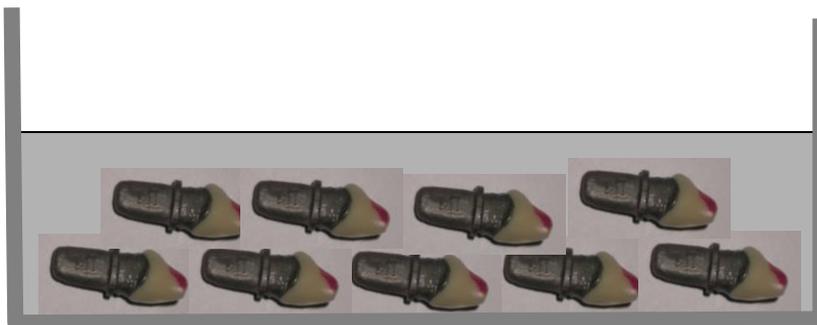


Figura 23. Almacenaje de las muestras cementadas en agua destilada durante 48hs a 37°C.

Medición de la resistencia a la fractura

Luego de 48hs. posteriores a la cementación se procedió a la evaluación de la resistencia a la fractura. Se realizaron a través de un test de carga progresiva en una máquina universal de ensayos (INSTRON) a temperatura ambiente y humedad relativa del 40%. La carga progresiva se realizó en dirección oblicua,¹⁴⁵ reproduciendo la dirección de carga interincisiva en la posición de máxima intercuspidad, que es la postura gnatólógica durante la cual se han mensurado electromiográficamente los mayores niveles de actividad muscular, registrando las máximas fuerzas oclusales.

El punto de carga fue de aplicación palatina a 1mm del ángulo incisal, interponiendo una hoja de 0,5mm 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 interincisivo de 135° sexagesimales, debido a que éstas normalmente están colocados con un ángulo labial con respecto a la dirección de cierre, por lo que la carga axial resulta casi imposible.^{146,147}

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 0,5mm por minuto. El criterio para la cesación de carga fue la falla de la porcelana por fractura catastrófica de la corona, la cual fue automáticamente registrada por la máquina de ensayo.

Las superficies palatinas fueron pintadas con laca de color, sobre la cual se marcó con un elemento punzante el punto de incidencia de la púa, que simula el

elemento antagonista, a un milímetro del borde incisal con la ayuda de una guía calibrada (Figuras 24-29).

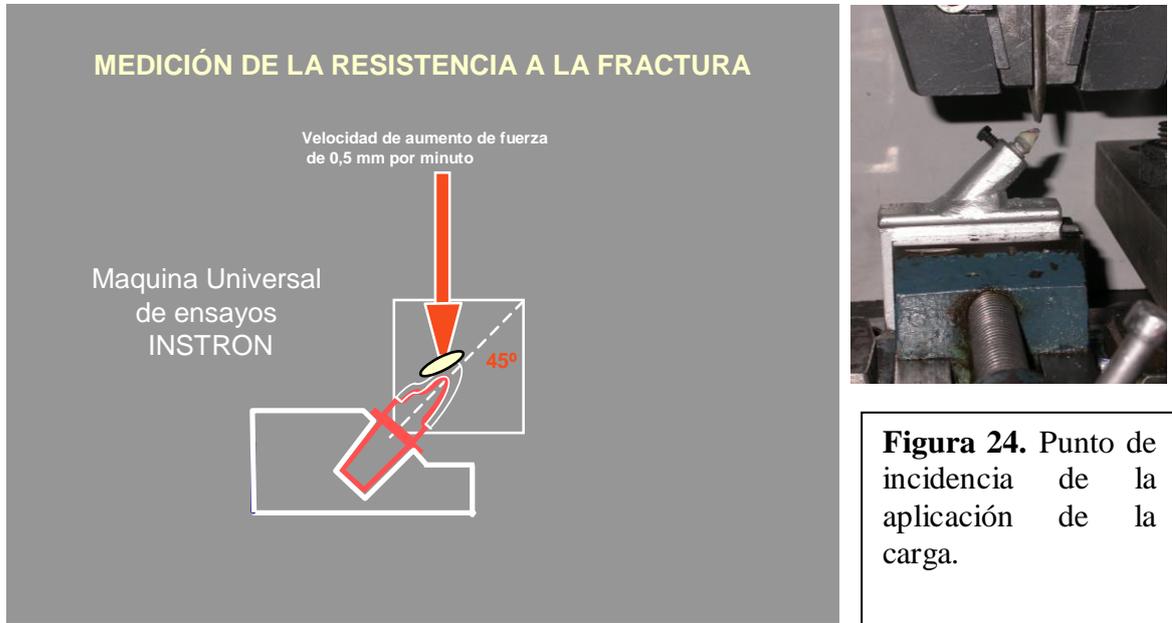


Figura 24. Punto de incidencia de la aplicación de la carga.



Figura 25. Muestras del sistema 1, 2 y 3.



Figura 26. Determinación del punto de incidencia lingual de la carga.



Figura 27. Medición de la resistencia a la fractura. Máquina universal de ensayos Instron 4486.

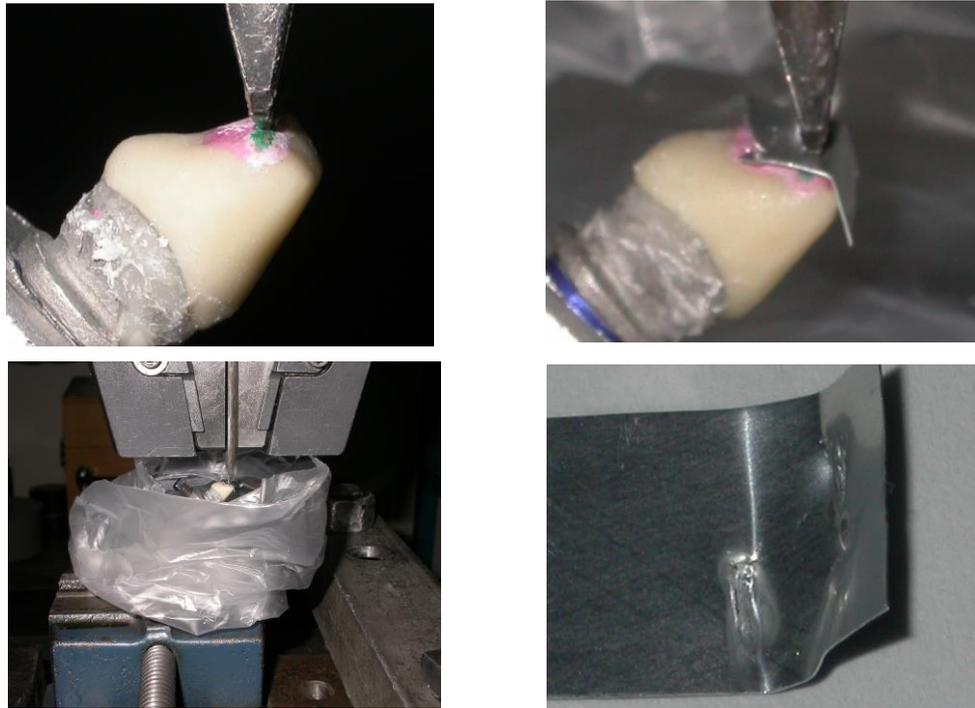


Figura 28. Aplicación de carga lingual.

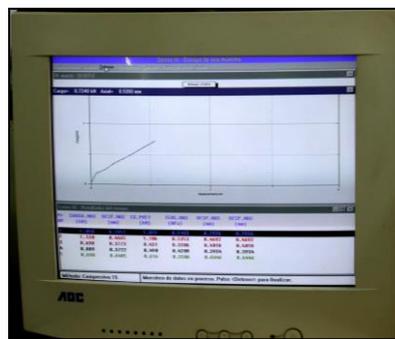


Figura 29. Panel de control de Maquina de ensayo Instron 4486.

Adaptación

Para este estudio se confeccionaron, al igual que para la prueba de resistencia a la fractura, pilares metálicos, sobre los cuales se realizaron las coronas de los tres sistemas evaluados. Se dividieron en grupos y subgrupos como se indicó anteriormente en factores de análisis (Tabla 1). Todas las coronas fueron confeccionadas de acuerdo a las respectivas recomendaciones de los fabricantes.

Las muestras se acondicionaron y cementaron de la misma manera que para el análisis de resistencia a la fractura, y éstas se incluyeron en resina acrílica de autocurado roja para el sistema 1, azul para el sistema 2, y verde para el sistema 3,¹⁴⁸ conformando bloques de resina de 25mm por 15mm con un espesor de 15mm. Luego se procedió a desgastarlas longitudinalmente en sentido mesio-distal¹⁴⁹ en platos rotatorios de Carburo de Si de granulometría decreciente, obteniéndose una superficie a examinar por espécimen, la cual se pulió previamente (Figuras 30-34).



Figura 20. Muestras cementadas, incluidas en resina.

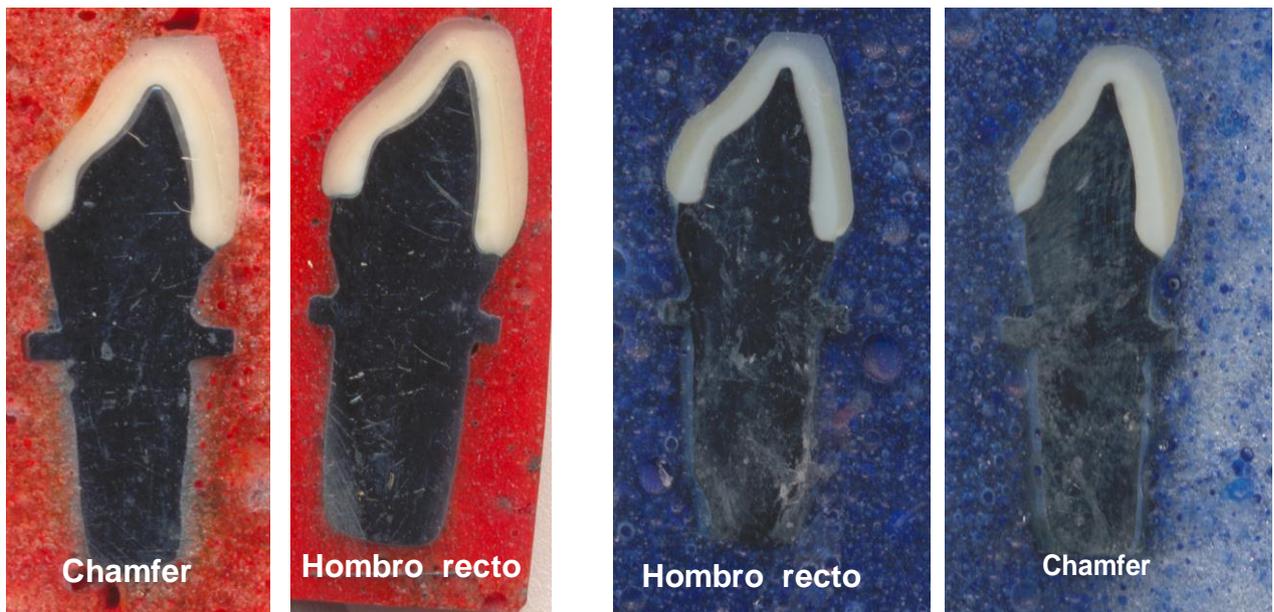


Foto 31. Muestras sistema 1.

Figura 32. Muestras sistema 2.

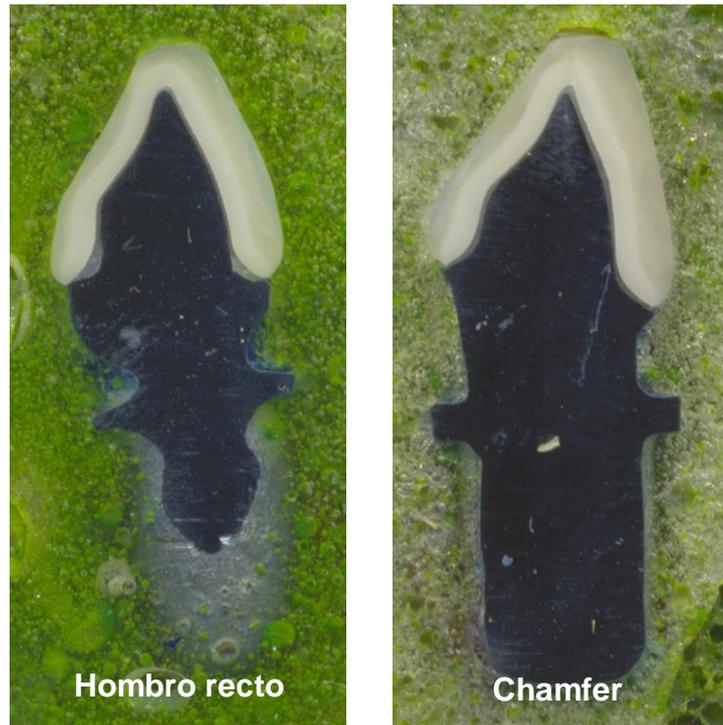


Figura 33. Muestras sistema 3.

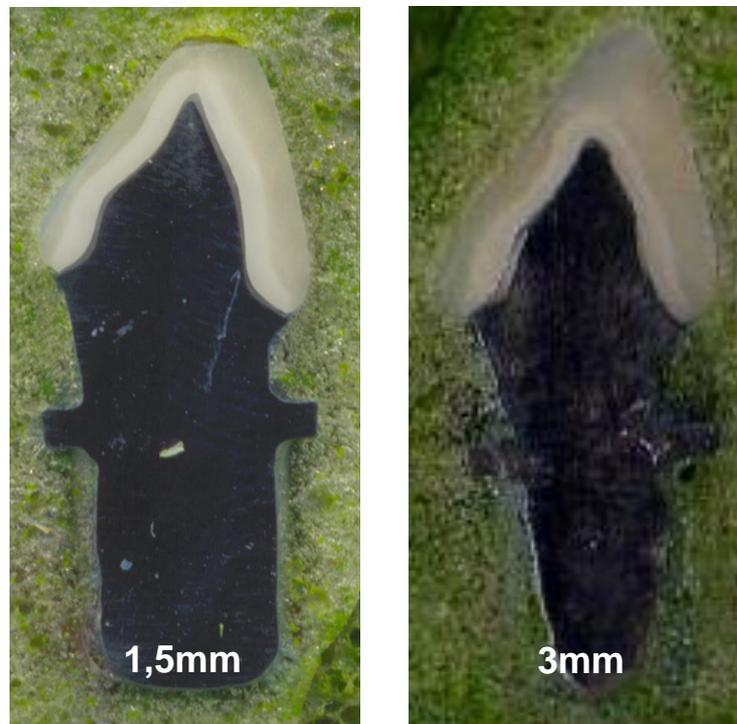


Figura 34. Espesores incisales.

La adaptación se midió en sentido vertical y horizontal.^{150, 151, 152, 153} La discrepancia vertical se determinó como la máxima distancia entre los márgenes de la preparación y la restauración en un plano paralelo al eje longitudinal del diente, y la discrepancia horizontal se determinó como la máxima distancia entre los márgenes de la preparación y la restauración en un plano perpendicular al eje longitudinal del diente.¹⁵⁴ Un total de 9 áreas fueron evaluadas por cada superficie a examinar, éstas son en un corte B-L: 1) Borde cavo periférico o interfase del margen bucal,¹⁵⁵ la cual a su vez se subdividió en Zona A, externa y Zona B, interna, 2) Pared pulpar del hombro bucal, 3) Ángulo axio-pulpar interno bucal, 4) Pared axial bucal en un punto equidistante inciso-gingivalmente, 5) Pared oclusal o borde incisal, 6) Pared axial lingual en un punto equidistante inciso-gingivalmente, 7) Ángulo axio-pulpar interno lingual, 8) Pared pulpar del hombro lingual, 9) Borde cavo periférico o interfase del margen lingual, la cual a su vez se subdivide en Zona A y Zona B.

Las áreas 1 y 9 correspondieron al margen propiamente dicho, conformado por el borde cavo periférico de la preparación dentaria y el borde cavo periférico protésico. La medición de adaptación o discrepancia entre dichos elementos constituyó la distancia que los separa, resultando de ésta observación la carencia de bordes nítidamente definidos, observándose con magnificación la tendencia al redondeamiento de dichas estructuras, por efecto geométrico, formándose a dicho nivel una suerte de divergencia de dichas estructuras, conformando un triángulo irregular. Esta área irregular impedía la exacta medición, por lo que se dividió en dos zonas, una externa o zona A, correspondiente al lado o cateto externo del triángulo, y una interna o zona B, correspondiente al vértice interno del triángulo.

La zona A se obtuvo del trazado de dos líneas que se proyectan rectificando los ángulos redondeados a nivel del borde cavo periférico de la preparación dentaria y del borde cavo periférico protésico, así se logró una intersección de ambas proyecciones conformando un ángulo, al cual se le trazó su bisectriz, la cual se proyectó hacia el ángulo cavo periférico original, conformando en su intersección el punto de referencia para la medición correspondiente. De esta manera se procedió a unir ambos puntos obtenidos para obtener la distancia o discrepancia marginal correspondiente a la zona A (Figuras 35-43).

Para una mejor comprensión el análisis de los resultados de la adaptación se presenta a tres niveles, adaptación general, adaptación marginal y adaptación interna. En los cuales se evaluó y comparó entre sistemas y entre las diferentes variables, hombro recto vs. chamfer, y espesor incisal 1,5mm vs. 3mm.

Los especímenes fueron digitalizados ópticamente, las imágenes fueron captadas a 4X, en un microscopio Olympus BX50, usando un software específico, Image-Pro Plus (versión 4.5.1.2.2) para Windows, efectuándose la medición en forma lineal bidimensional.^{156, 157} Todas las mediciones fueron efectuadas por el mismo operador para garantizar la consistencia de las mismas. En este estudio se usó el criterio de 120µm como la discrepancia marginal máxima aceptada clínicamente.¹⁵⁸

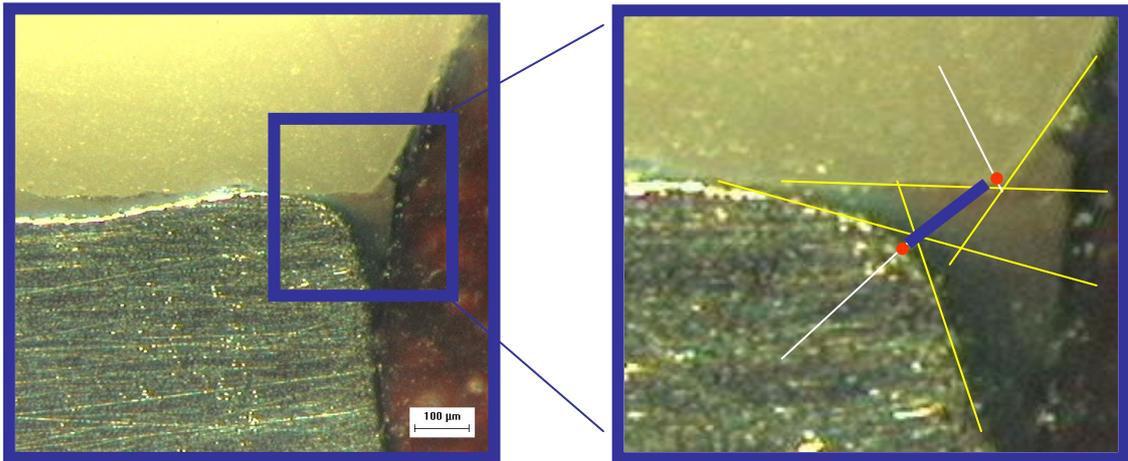


Figura 35. Determinación zona A.

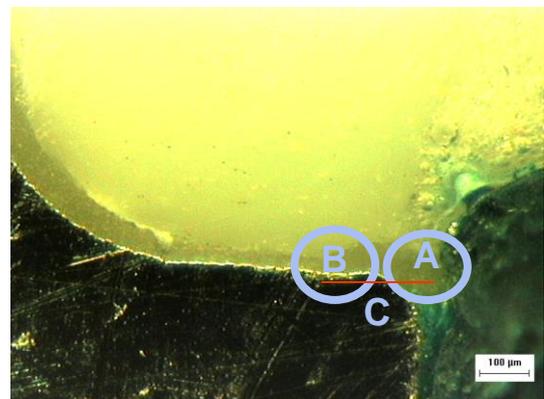
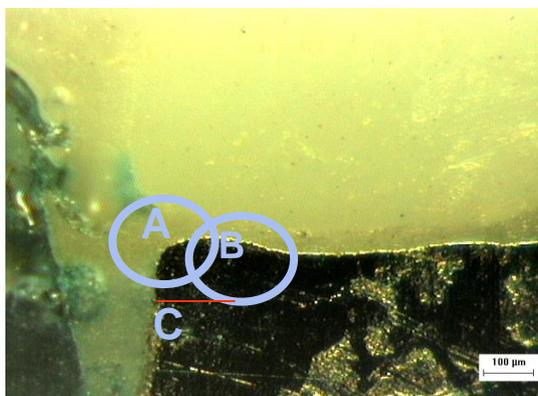
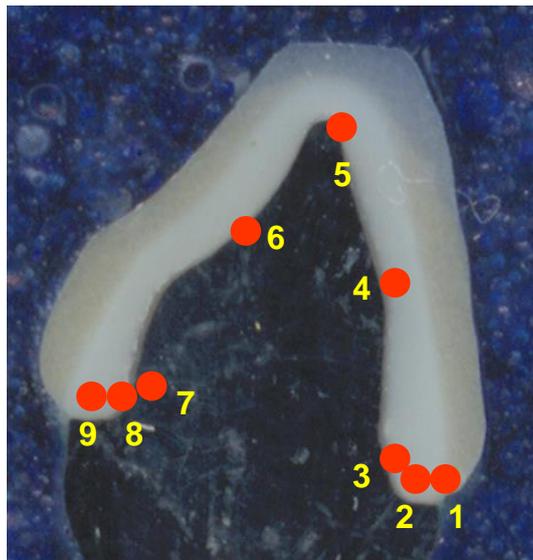


Figura 36. Nueve áreas de medición y zonas A y B.

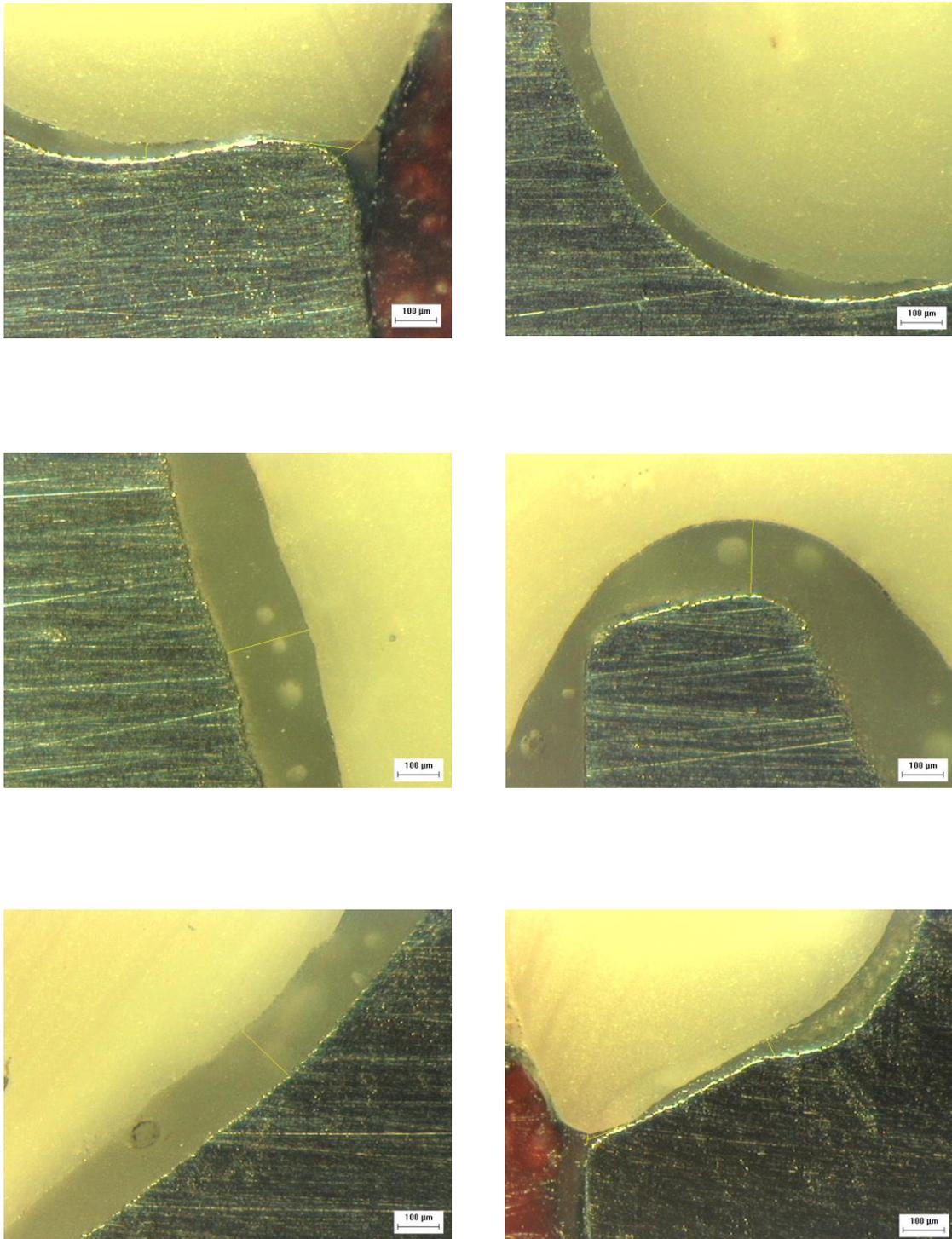


Figura 37. Áreas de medición.

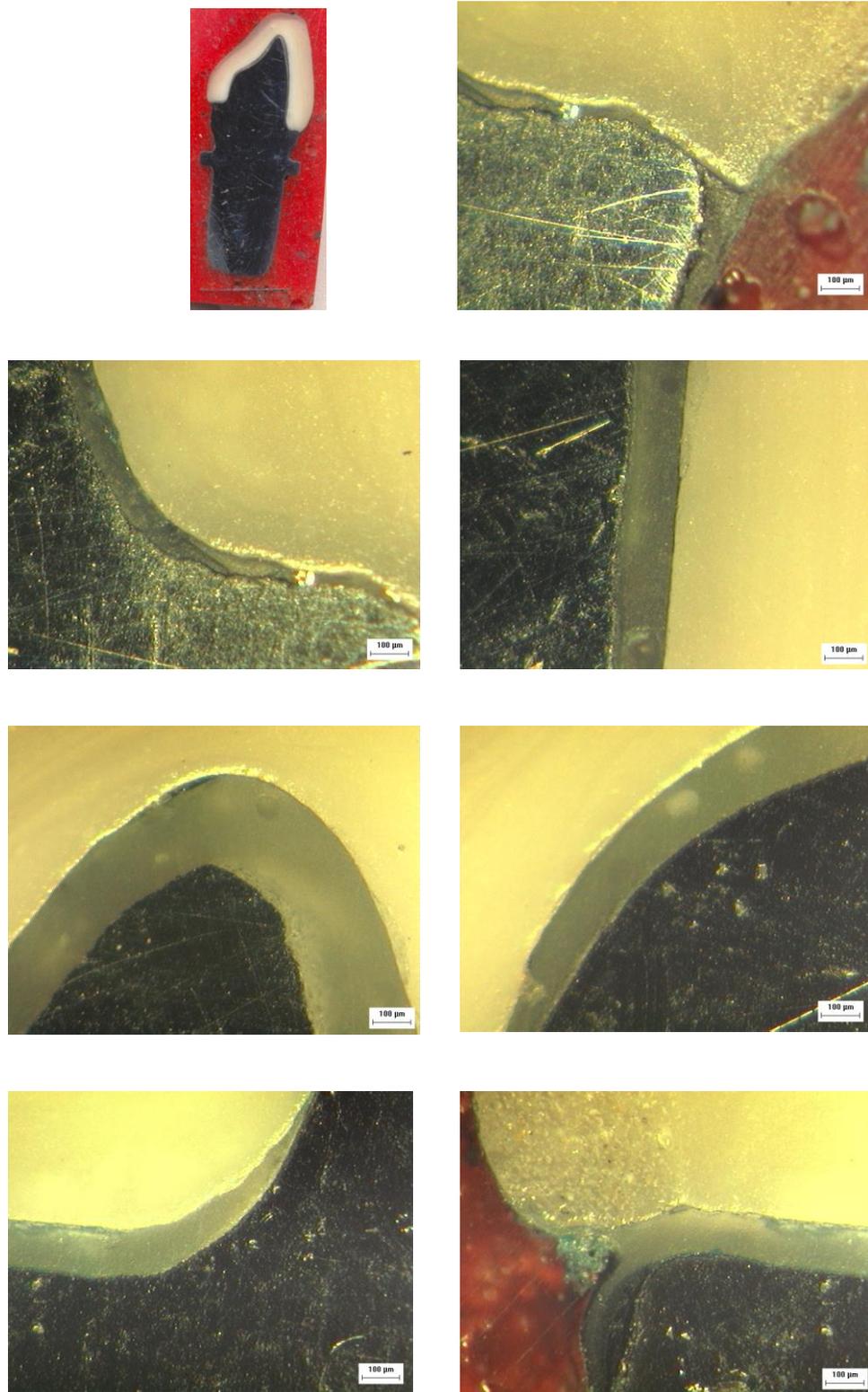


Figura 38: In-Ceram. Muestra 1-II-9. (Sistema 1, con hombro recto con altura incisal de 1,5mm, muestra N°9)

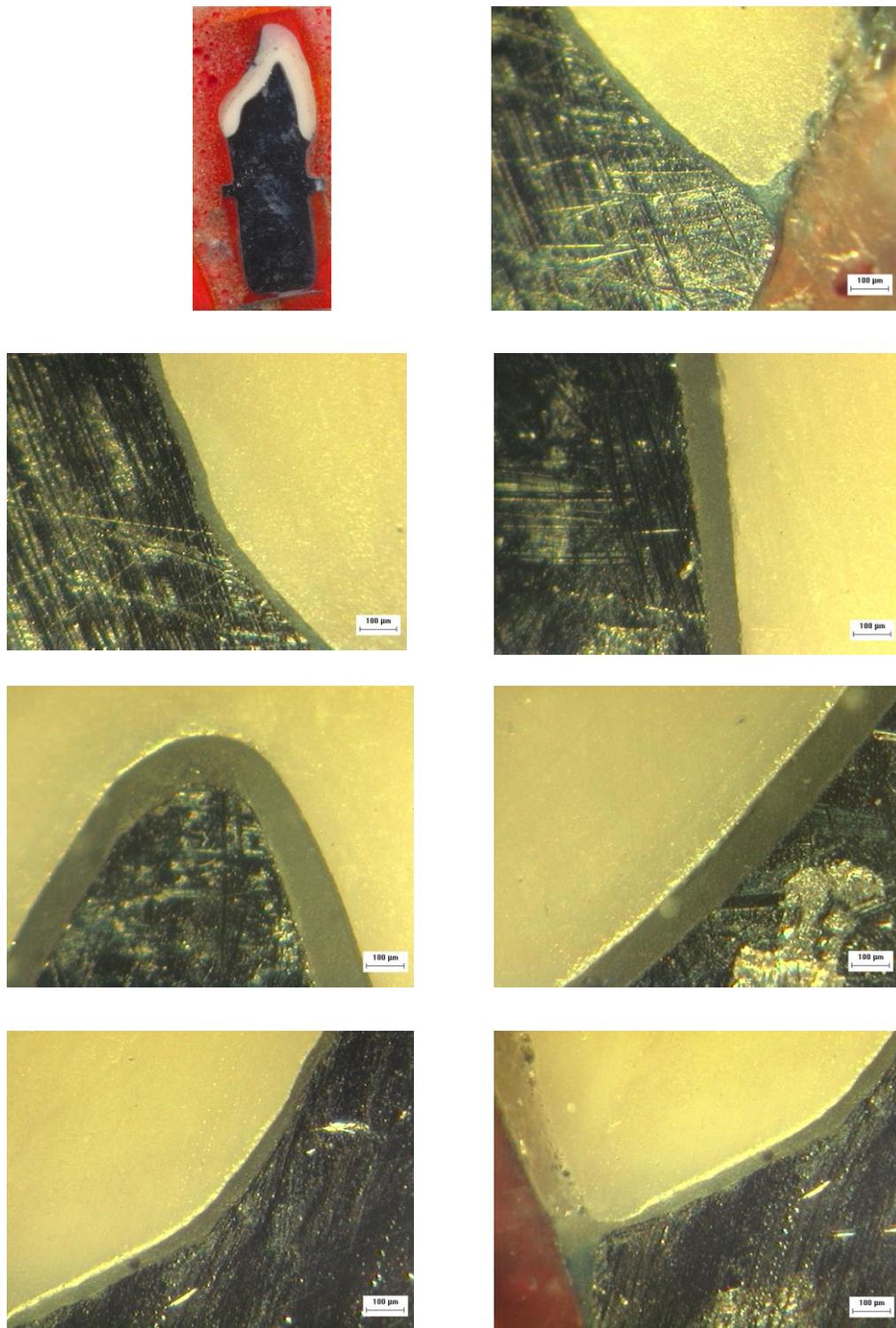


Figura 39: In-Ceram. Muestra 1-II2-9. (Sistema 1, con chamfer con altura incisal de 3mm, muestra N°9)

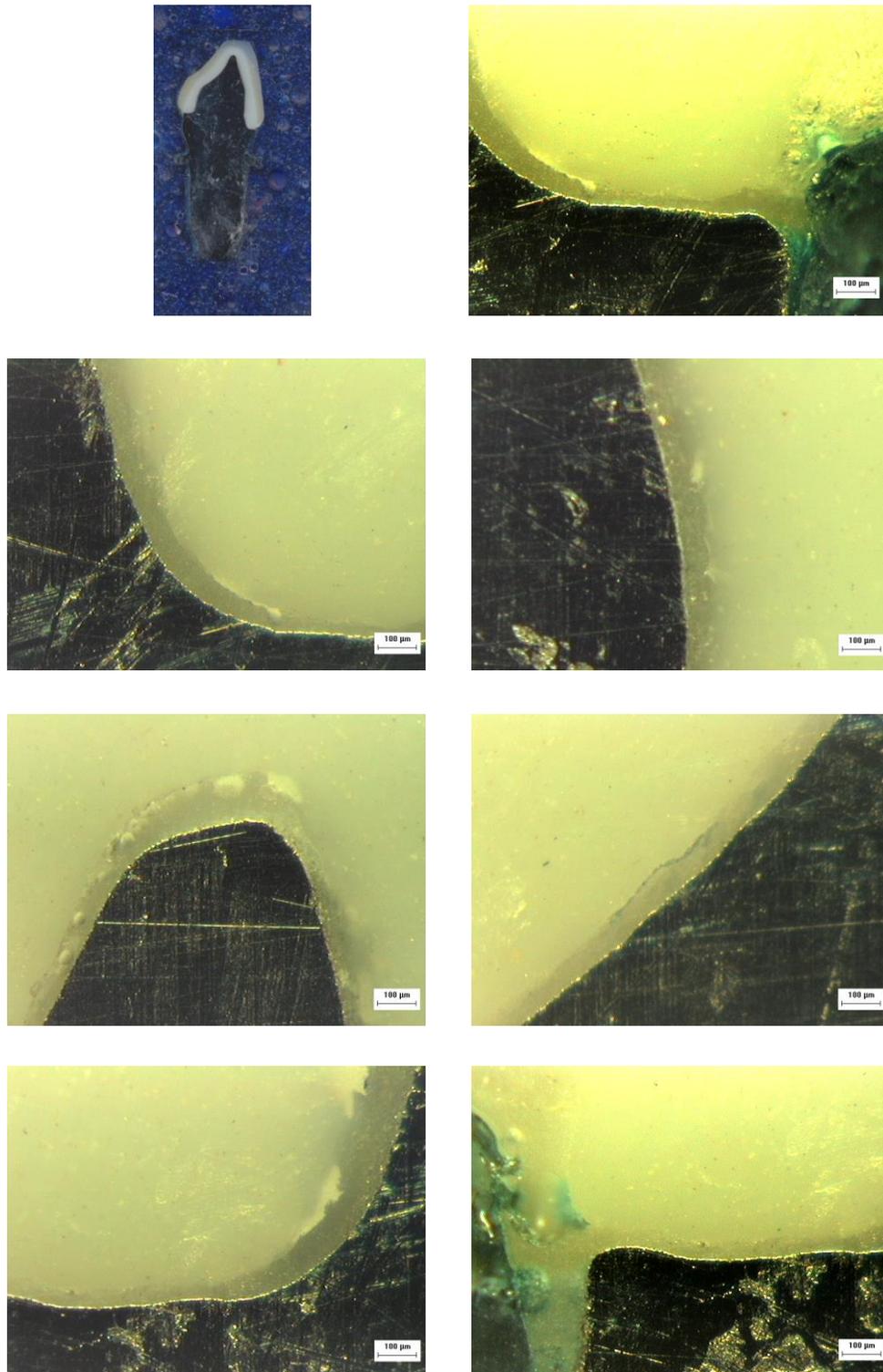


Figura 40: IPS Empress2. Muestra 2-II-9. (Sistema 2, con hombro recto con altura incisal de 1,5mm, muestra N°9)

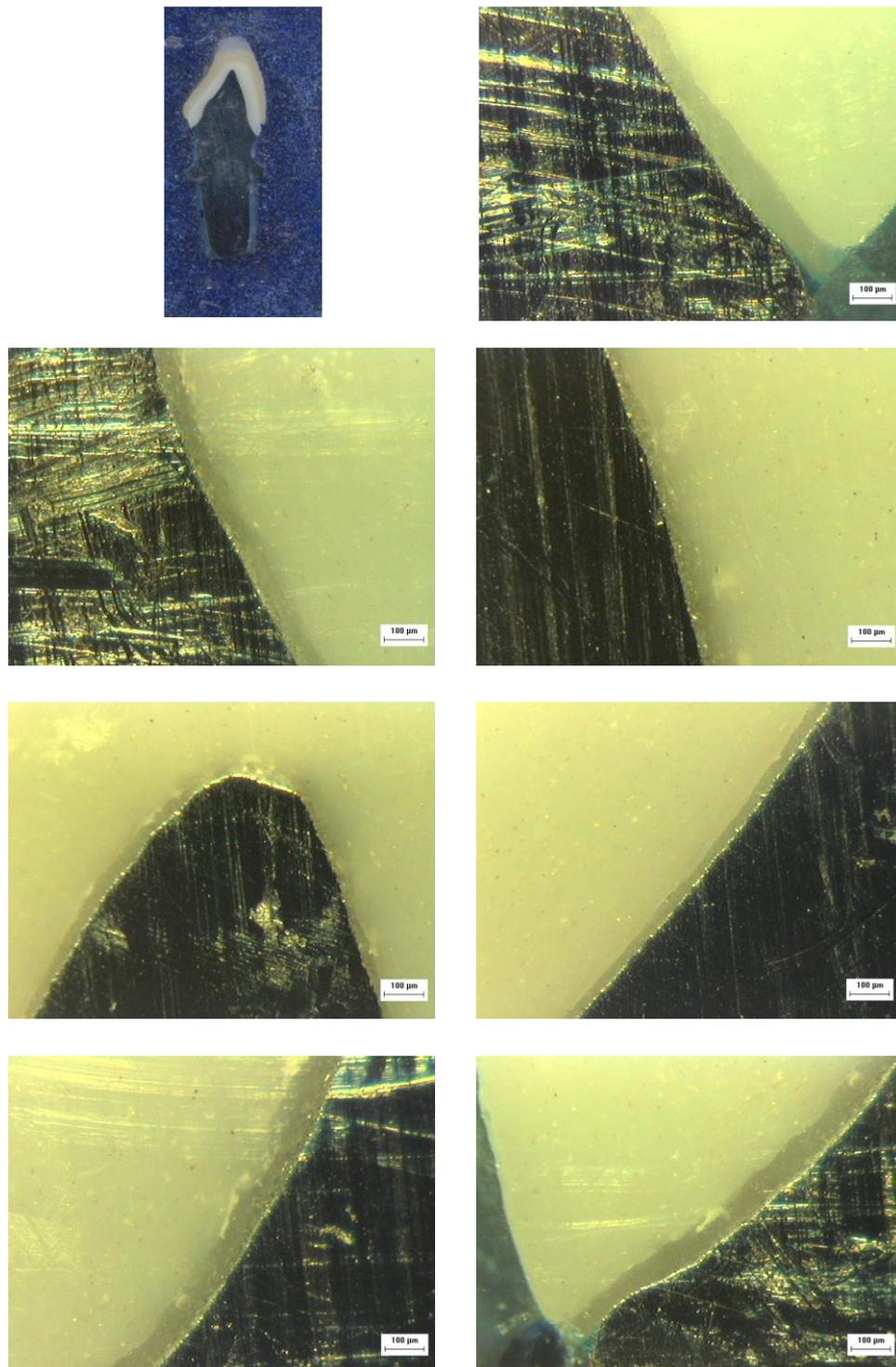


Figura 41: IPS Empress2. Muestra 2-II2-9. (Sistema 2, con chamfer con altura incisal de 3mm, muestra N°9)

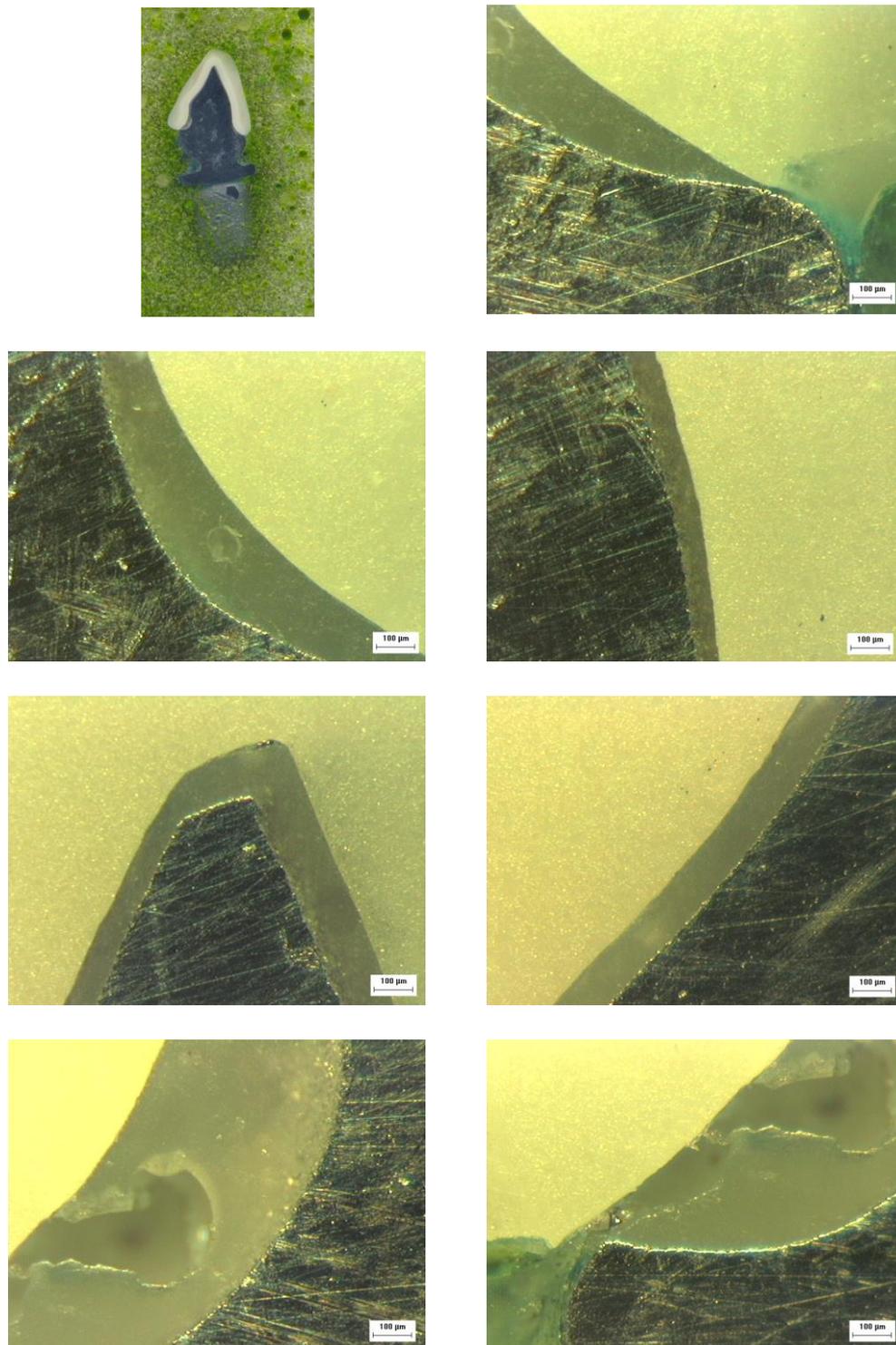


Figura 42: Procera. Muestra 3-I1-10. (Sistema 3, con hombro recto con altura incisal de 1,5mm, muestra N°10)

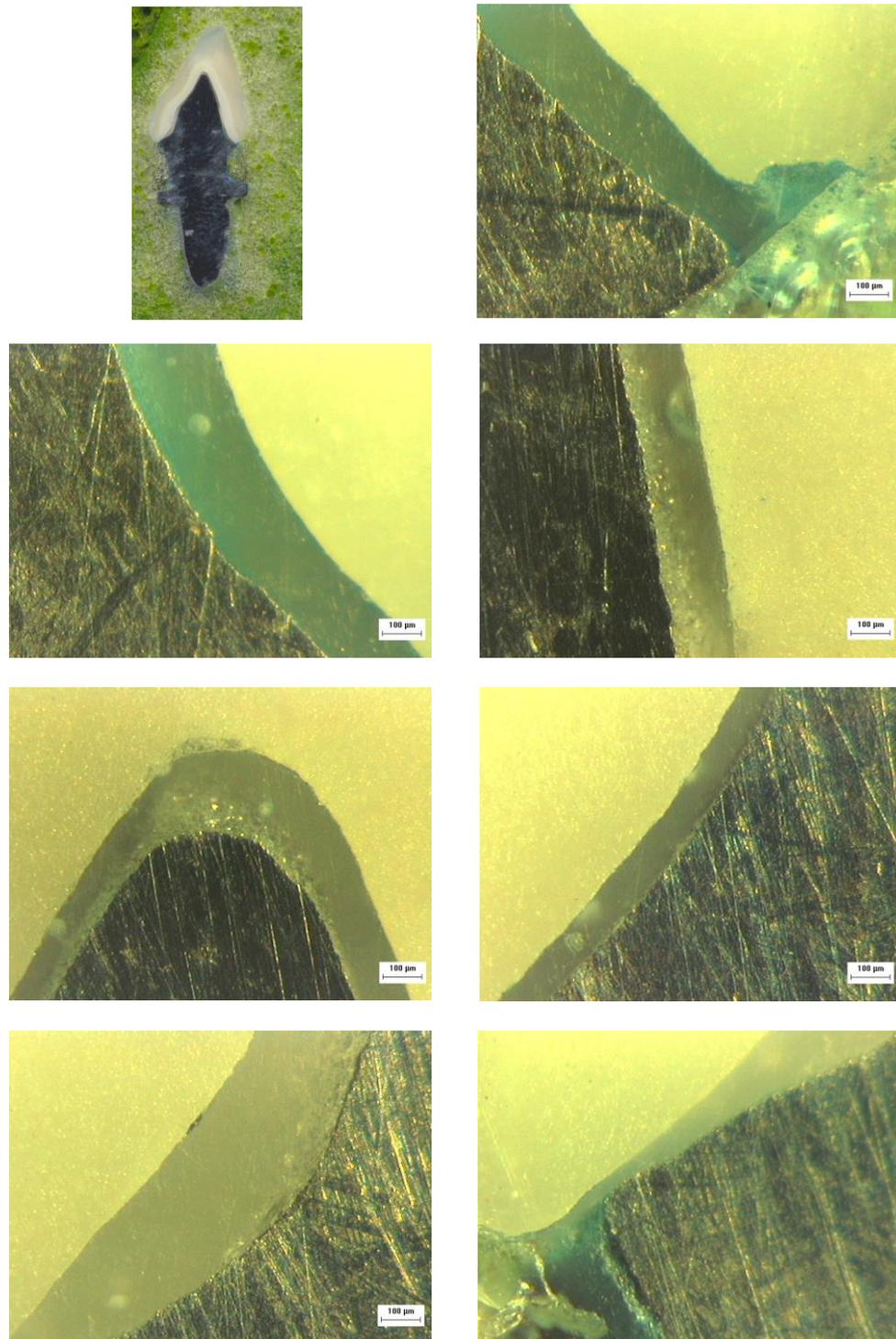


Figura 43: Procera. Muestra 3-II2-10. (Sistema 3, con chamfer con altura incisal de 3mm, muestra N°10)

Infraestructura

Las preparaciones de los modelos de trabajo correspondientes al presente trabajo de tesis, se realizaron en la Cátedra de Prostodoncia IV “A” de la Facultad de Odontología de la Universidad Nacional de Córdoba.

Los ensayos de compresión se realizaron en una máquina universal de ensayos (INSTROM), en el centro de investigación de Materiales y Metrología (CIMM), Regional Córdoba.

Las mediciones de adaptación, se registraron en el ABO, sector de microscopía y análisis de imágenes, Facultad de Odontología de la Universidad Nacional de Córdoba.

Análisis Estadístico

La comparación estadística de acuerdo a los objetivos de este estudio comprende cuatro subgrupos (Tabla 1).

Se realizó una investigación *in vitro* de carácter descriptivo y correlacional para determinar la resistencia a la fractura y la adaptación de los sistemas cerámicos estudiados.

1) Resistencia de la porcelana a la fractura.

Material:

Tres sistemas cerámicos

- 1) In-Ceram
- 2) IPS Empress2
- 3) Procera

Variables:

- a) Dos diseños de terminaciones periféricas (Hombro 90°sexagesimales y Chamfer 120°sexagesimales)
- b) Dos espesores incisales cerámicos (1,5mm y 3mm) (Tabla 6).

Tabla 6. Resistencia a la fractura.

Subgrupos	Sistema 1 In-Ceram	Sistema 2 IPS Empress2	Sistema 3 Procera
Sub I1	8	8	8
Sub I2	8	8	8
Sub II1	8	8	8
Sub II2	8	8	8
TOTAL	32	32	32

Total 96 coronas.

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.

2) Adaptación

Material:

Tres sistemas cerámicos

- 1) In-Ceram
- 2) IPS Empress2
- 3) Procera

Variables:

- a) Dos diseños de terminaciones periféricas (Hombro 90°sexagesimales y Chamfer 120°sexagesimales)
- b) Dos espesores incisales cerámicos (1,5mm y 3mm) (Tabla 7).

Tabla 7. Adaptación.

Subgrupos	Sistema 1 In-Ceram	Sistema 2 IPS Empress2	Sistema 3 Procera
Sub I1	2	2	2
Sub I2	2	2	2
Sub II1	2	2	2
Sub II2	2	2	2
TOTAL	8	8	8

Total 24 coronas.

El contraste de las variables cuantitativas fue llevado a cabo con análisis de variancia en un modelo general lineal (tres o más grupos), o por el contrario con el

test “t” de student (cuando correspondía). Al momento del análisis estadístico las variables fueron transformadas a escala logarítmica, a fin de disminuir su asimetría y varianza. Posteriormente su medida aritmética fue reconvertida a escala natural para ser presentadas en tablas o figuras. Los datos fueron presentados como Término Medio +/- Error Standard.

Resultados

A) Resistencia a la fractura

Como se estableció en los objetivos, una vez realizados los ensayos, se pudo:

- establecer la resistencia a la fractura de cada sistema cerámico estudiado
- medir el punto de fractura en N
- determinar la gravitación que ejerce 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.

En la Tabla 8 podemos observar los valores de resistencia a la fractura de cada subgrupo, expresado en término medio, mediana y rango.

Tabla 8. Valores de resistencia a la fractura de cada subgrupo.

	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.

Variable sistema 1 VS 2 y 3

En coincidencia con lo enunciado anteriormente, se inició el análisis de fractura comparando la resistencia general de los tres sistemas estudiados, así se observa en la tabla 9, el sistema 1 es más resistente que el sistema 2 y 3, con una diferencia estadísticamente significativa. Los sistemas 2 y 3 presentan similar resistencia.

Tabla 9. Resistencia general, 1 vs. 2 y 3.

Sistema			Sistema		Estadísticamente
Sistema 1	1211,34	Vs.	Sistema 2	949,15	P<0.05
Sistema 1	1211,34	Vs.	Sistema 3	917,46	P<0.05

Expresado en N.

Continuando con la comparación de los tres sistemas, cuando se analiza en particular los subgrupos que poseen un espesor incisal de porcelana de 1,5mm, el

sistema 1 es significativamente más resistente, siguiendo en orden el sistema 3 y luego el sistema 2. (Tabla 10)

Tabla 10. Espesor incisal 1,5mm. Sistema 1 vs. sistema 2 y 3.

Sistema	Subg.			Sistema	Subg.		Estadísticamente
1	II	1447,75	Vs.	2	II	1086,37	P<0.001
1	III	1623,5	Vs.	2	III	1189,25	P<0.001
1	II	1447,75	Vs.	3	II	1196,75	P<0.05
1	III	1623,5	Vs.	3	III	1248,12	P<0.05

Expresado en N.

Con espesor incisal de 3mm, el sistema 1 es más resistente, con diferencia estadísticamente significativa, excepto con el subgrupo I2 del sistema 2 que no hay diferencia significativa, siguiendo en orden de resistencia el sistema 2 y luego el 3 (Tabla 11).

La diferencia en resistencia, cuando se comparan lo sistema con altura incisal de 3mm, está dada por la porcelana de revestimiento, corroborado por el patrón de fractura durante los ensayos de resistencia (ver patrón de fractura).

Tabla 11. Espesor incisal 3mm. Sistema 1 vs. sistemas 2 y 3.

Sistema	Subg.			Sistema	Subg.		Estadísticamente
1	I2	925,25	Vs.	2	I2	837,5	NS
1	II2	848,87	Vs.	2	II2	683,5	P<0.05
1	I2	925,25	Vs.	3	I2	600,62	P<0.01
1	II2	848,87	Vs.	3	II2	624,37	P<0.001

Expresado en N.

Resultado Variable sistema 1 VS 2 y 3: *el sistema 1 es más resistente que el sistema 2 y 3.*

Variable Hombro Recto VS Chamfer

En la resistencia general, de los grupos con terminación marginal de hombro recto versus chamfer, no hay diferencia significativa (Tabla 12).

Tabla 12. Resistencia general. Hombro recto vs chamfer.

Grupo			Grupo		Estadísticamente
Hombro Recto	1015,70	Vs.	Chamfer	1036,28	NS

Expresado en N.

En los subgrupos que poseen un espesor incisal de porcelana de 1,5mm, se observa, que en los tres sistemas el Subgrupo III (chamfer) es más resistente, siendo significativo en el sistema 1.

Resultando entonces que en los subgrupos que poseen un espesor incisal de porcelana de 1,5mm, el chamfer es más resistente que el hombro recto (Tabla 13).

Tabla 13. Espesor incisal 1,5mm. Hombro recto vs chamfer.

Sistema	Subg.			Sistema	Subg.		Estadísticamente
1	II	1447,75	Vs.	1	III	1623,5	P<0,05
2	II	1086,37	Vs.	2	III	1189,25	NS
3	II	1196,75	Vs.	3	III	1248,12	NS

Expresado en N.

En los subgrupos con espesor incisal de 3mm, se observa, que no hay variaciones significativas entre hombro recto y chamfer (Tabla 14).

El patrón de fractura es a nivel de la porcelana de revestimiento, de menor resistencia, corroborado por el patrón de fractura durante los ensayos de resistencia (ver patrón de fractura).

Tabla 14. Espesor incisal 3 mm. Hombro recto vs. chamfer.

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

Expresado en N.

Resultado variable hombro recto vs chamfer: en los subgrupos que poseen un espesor incisal de porcelana de 1,5mm, el chamfer es más resistente que el hombro recto. En los subgrupos que poseen un espesor incisal de porcelana de 3mm no hay variaciones significativas entre hombro recto y chamfer.

Variable Espesor incisal 1,5mm VS 3mm

En la resistencia general, de los subgrupos con altura incisal de 1,5mm versus 3mm, se observa que una corona con altura incisal de 1,5mm es significativamente más resistente que una corona con altura incisal de 3mm. (Tabla 15)

Tabla 15. Resistencia general. Espesor incisal 1,5mm vs. 3mm.

Subgrupo		Vs.	Subgrupo		Estadísticamente
1,5mm	1298,62		3mm	753,35	P<0.001

Expresado en N.

En los subgrupos con espesor incisal de 1,5mm versus 3mm, se observa que una corona con espesor incisal de 1,5mm es significativamente más resistente que una corona con espesor incisal de 3mm, independientemente de la configuración cervical (hombro recto o chamfer), duplicando en algunos casos las fuerzas (Tabla 16).

Tabla 16. Espesor incisal 1,5mm vs 3mm.

Sistema	Subg.			Sistema	Subg.		Estadísticamente
1	II	1447,75	Vs.	1	I2	925,25	P<0.001
1	III1	1623,5	Vs.	1	II2	848,87	P<0.001
2	I1	1086,37	Vs.	2	I2	837,5	P<0.05
2	II1	1189,25	Vs.	2	II2	683,5	P<0.001
3	I1	1196,75	Vs.	3	I2	600,62	P<0.001
3	II1	1248,12	Vs.	3	II2	624,37	P<0.001

Expresado en N.

Resultado variable espesor incisal 1,5mm vs 3mm : una corona con altura incisal de 1,5mm es significativamente más resistente que una corona con altura incisal de 3mm, independientemente de la configuración cervical (hombro recto o chamfer).

Patrón de Fractura

Cuando se observa el patrón de fractura, se advierte dos tipos de fallas, básicamente localizada 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 esta con su núcleo duro.

Entonces, cada comportamiento responde a las variables introducidas en este estudio, así tenemos la posibilidad de cotejar el sistema 1, 2 y 3, el grupo 1 con terminación marginal en hombro recto con ángulo interno redondeado y el grupo 2 con terminación marginal en chamfer, y los subgrupos con espesor incisal de 1,5mm y 3mm.

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

- A) Corte revestimiento:** Fractura por corte o cizallamiento de la porcelana veneer o de revestimiento.
- B) Deslaminación revestimiento:** Fractura por deslaminación de la porcelana veneer o de revestimiento, exponiendo el núcleo.
- C) Corte núcleo:** Fractura por corte o cizallamiento a travéz 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 expuesto en su totalidad, con persistencia de cemento adherido al pilar (D1) o sin persistencia de cemento adherido al pilar (D2).

A continuación se analizan los modos de fractura según los sistemas y sus variables:

**Sistema 1
(In-ceram)**

Hombro recto con espesor incisal de 1,5mm (I1).

Modo de fractura **D1**.

Fractura de la faceta bucal completa, con fractura del núcleo, dejando expuesto el pilar, y presencia de islotes de cemento adheridos al pilar (Figura 44).



Figura 44. Modo de fractura **D1**.

Chamfer con espesor incisal de 1,5mm. (II1)

Modo de fractura **D1**.

Fractura de la faceta bucal completa, con fractura del núcleo, dejando expuesto el pilar, y presencia de islotes de cemento adheridos al pilar (Figura 45).



Figura 45. Modo de fractura **D1**.

Hombro recto con espesor incisal de 3mm. (I2)

Modo de fractura **B**.

Fractura de la faceta bucal, con fractura solamente de la porcelana de revestimiento a nivel de la unión o interface porcelana de núcleo y porcelana de revestimiento, con exposición del núcleo (Figura 46).



Figura 46. Modo de fractura **B**.

Chamfer con espesor incisal de 3mm. (II2)

Modo de fractura **A**.

Fractura por corte o cizallamiento de la porcelana veneer o de revestimiento (Figura 47).



Figura 47. Modo de fractura **A**.

Sistema 2

(IPS Empress2)

Hombro recto con espesor incisal de 1,5mm (I1).

Modo de fractura **D2**.

Fractura de la faceta bucal parcial, con fractura del núcleo y persistencia de éste a nivel cervical, con existencia de fisuras y deslaminados, dejando expuesto el pilar, sin presencia de cemento adheridos al pilar (Figura 48).



Figura 48. Modo de fractura **D2**.

Chamfer con espesor incisal de 1,5mm (II1).

Modo de fractura **D2**.

Fractura de la faceta bucal parcial, con fractura del núcleo y persistencia de éste a nivel cervical, con existencia de fisuras y deslaminados, dejando expuesto el pilar, sin presencia de cemento adheridos al pilar (Figura 49).



Figura 49. Modo de fractura **D2**.

Hombro recto con espesor incisal de 3mm. (I2)
Modo de fractura C.

Fractura de la faceta bucal parcial, con fractura del núcleo a nivel del tercio incisal y persistencia de éste a nivel de tercio medio y cervical, con existencia de fisuras y deslaminados del núcleo (Figura 50).



Figura 50. Modo de fractura C.

Chamfer con espesor incisal de 3mm. (II2)
Modo de fractura D2.

Fractura de la faceta bucal parcial, con fractura del núcleo y persistencia de éste a nivel cervical, con existencia de fisuras y deslaminados, dejando expuesto el pilar, sin presencia de islotes de cemento adheridos al pilar (Figura 51).



Figura 51. Modo de fractura D2.

**Sistema 3
(Procera)**

Hombro recto con espesor incisal de 1,5mm. (II1)
Modo de fractura **D1**.

Fractura de la faceta bucal completa, con fractura del núcleo, dejando expuesto el pilar, y presencia de cemento adherido al pilar a nivel medio y cervical (Figura 52).



Figura 52. Modo de fractura **D1**.

Chamfer con espesor incisal de 1,5mm. (II1)
Modo de fractura **D1**.

Fractura de la faceta bucal completa, con fractura del núcleo, dejando expuesto el pilar, y presencia de cemento adherido al pilar a nivel medio y cervical (Figura 53).



Figura 53. Modo de fractura **D1**.

Hombro recto con espesor incisal de 3mm. (I2)
Modo de fractura A

Fractura de la faceta bucal parcial, con fractura a nivel de la porcelana de revestimiento (Figura 54).



Figura 54. Modo de fractura A

Chamfer con espesor incisal de 3mm. (II2)
Modo de fractura A.

Fractura de la faceta bucal parcial, con fractura a nivel de la porcelana de revestimiento (Figura 55).



Figura 55. Modo de fractura A

En la Tabla 17 se aprecia la distribución de los modos de fractura, con el promedio de resistencia de cada sistema y su frecuencia.

Tabla 17. Distribución de los modos de fractura.

Modo de fractura	Frecuencia de modo de fractura (%)	Término medio resistencia	Grupo 1	Grupo 2	Grupo 3
A	7 9 16 (16,66%)	915,85 534,88 701,56	II 1 III I2 2 II2 4	II II1 I2 II2	II II1 I2 4 II2 5
B	6 2 8 (7,29%)	787,2 704 763,42	II III I2 4 II2 2	II II1 I2 II2	II 1 II1 I2 II2 1
C	14 2 16 (16,66%)	912,78 878 908,43	II III I2 II2	II 3 II1 2 I2 6 II2 3	II 1 II1 I2 1 II2
D1	14 19 33 (35,41%)	1377,46 1125,31 1236,55	II 4 III 6 I2 2 II2 2	II II1 I2 II2	II 6 II1 8 I2 3 II2 2
D2	5 18 23 (23,95%)	1546 977,38 1101	II 3 III 2 I2 II2	II 5 II1 6 I2 2 II2 5	II II1 I2 II2

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 19 fracturas (59,37%), el Sistema 2 con 32 (100%), y el Sistema 3 con 21 (65,62%).

Al analizar la distribución de las fracturas según los espesores incisales observamos en el Subgrupo altura 1,5mm, el Sistema 1 con 15 (46,85%), el Sistema

2 con 16 (50%), y el Sistema 3 con 15 (46,85%), y en el subgrupo con espesor incisal de 3mm, el Sistema 1 con 4 (12,5%), el Sistema 2 con 16 (50%), y el Sistema 3 con 6 (18,75%).

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 en el subgrupo con espesor incisal de 3mm.

B) Adaptación

Un total de 9 puntos fueron evaluados por cada superficie a examinar, estas zonas son en un corte B-L: 1) Borde cavo periférico o interfase del margen bucal, la cual a su vez se subdividió en Zona A, externa y Zona B, interna, 2) Pared pulpar del hombro bucal, 3) Ángulo axio-pulpar interno bucal, 4) Pared axial bucal en un punto equidistante inciso-gingivalmente, 5) Pared oclusal o borde incisal, 6) Pared axial lingual en un punto equidistante inciso-gingivalmente, 7) Ángulo axio-pulpar interno lingual, 8) Pared pulpar del hombro lingual, 9) Borde cavo periférico o interfase del margen lingual, la cual a su vez se subdivide en Zona A y Zona B. En la tabla de resultados, dentro del área 1 se identifica un apartado denominado C, el cual indica la distancia existente entre zona A y zona B en cada muestra (Tabla 18).

Tabla 18. Resultados de adaptación

Elemento		Medidas de Adaptación																											
Nro	I	Caso	1			2			3			4			5			6			7			8			9		
			A	B	C	A	B	C	A	B	C	A	B	C	A	B	C	A	B	C	A	B	C	A	B	C			
1	II	9	172,043	2,017415	146,9393	35,29035	75,71355	148,6058	241,0283	174,4626	83,91088	128,8725	115,2313	113,4247	126,8962														
1	II	10	137,8427	4,279583	168,3363	47,10	64,19375	208,5367	179,7934	154,569	85,32973	57,50517	25,5186	7,882087	86,91289														
1	I2	9	78,04293	10,26884	158,9347	18,59865	41,3083	124,509	170,4984	294,5149	79,84733	78,51088	91,7092	50,97716	94,46371														
1	I2	10	59,33395	17,87434	35,74868	15,94906	26,30387	169,5109	359,8132	98,91507	82,20811	92,55966	54,22682	41,46757	61,53942														
1	III	9	80,39341	16,26492	243,8653	45,49259	59,20862	165,5325	142,6813	213,5269	67,85111	97,8833	42,91464	30															
1	III	10	174,1825	113,9684	409,6147	135,4075	107,8232	257,0997	559,5227	211,2032	74,86213	51,13659	28,31577	14,26528	187,5925														
1	I2	9	53,69887	15,43026	62,52359	39,35252	43,38615	93,80892	131,4342	126,3907	47,09702	42,14801	61,93486	16,26492	80,34277														
1	I2	10	97,50607	19,40287	196,6385	27,43981	77,2172	175,4397	185,7173	122,1578	78,78257	84,21348	95,74754	1,426528	91,34234														
2	I	9	79,50253	31,51303	168,3363	50,97716	69,95806	72,02199	129,8454	63,55657	77,83495	39,98824	69,95806	45,67117	68,48819														
2	I	10	132,2369	67,81635	356,1894	85,49651	123,2266	69,56426	127,3531	73,64255	62,57239	51,43419	71,38342	30,49568	168,7167														
2	I2	9	92,82301	78,91161	141,0027	121,0449	147,7885	105,5341	131,7368	93,34788	63,74839	71,63963	57,06111	55,70789	68,82177														
2	I2	10	47,9534	23,5269	135,7902	55,63458	47,50573	78,91449	113,7829	108,3128	108,7254	65,20028	83,08223	64,36786	530,6415														
2	III	9	103,8528	48,79476	245,313	46,57564	97,22391	52,85858	89,38257	28,53055	38,54286	41,59007	40,19671	25,71709	84,82744														
2	III	10	143,3643	66,84223	233,0311	55,92644	52,95474	94,93996	55,70769	25,23765	69,32983	40,37351	54,22682	38,41043	219,8936														
2	I2	9	88,85791	75,71355	67,06198	66,86444	49,76517	43,21573	37,19929	28,21577	65,1222	73,62873	103,9409	45,93774	125,1448														
2	I2	10	98,26488	19,40287	292,97	33,91804	36,36946	48,52292	65,63578	59,72706	120,6829	65,34058	62,279	35,23264	108,0871														
3	I	9	166,4887	78,19923	157,4682	246,7845	312,3542	102,4024	85,60355	83,09447	437,9324	187,9393	31,2862	17,41299	99,18215														
3	I	10	46,64113	15,36417	163,7218	136,2689	220,3374	71,06915	136,9764	102,8694	491,8212	368,7512	107,8515	70,17588	118,5392														
3	I2	9	61,93486	37,78933	61,2577	240,5889	239,2572	48,20276	97,01437	104,1386	440,0115	225,432	47,9534	7,132639	81,59938														
3	I2	10	59,36824	24,20698	156,0959	201,0139	192,2058	67,0468	117,1144	122,5569	415,7564	217,7033	39,63591	23,00207	132,1445														
3	III	9	256,874	75,61943	165,0092	114,425	122,2577	132,7514	136,2465	133,8982	238,6057	143,8602	215,3868	118,1954	233,7591														
3	III	10	186,3244	102,7298	91,7092	109,2016	157,5651	200,4563	229,2453	82,20811	202,1949	143,2507	89,05236	90															
3	I2	9	50,41519	12,76925	66,07531	119,7349	290,9732	80,30477	136,2689	137,6876	231,511	135,2486	59,05894	24,54291	134,3438														
3	I2	10	162,4113	124,239	78,45902	175,5615	207,7154	158,3703	209,7772	87,1	329,5557	122,8566	36,31347	34,35534	73,80816														

Expresado en micrómetro (μm).

Para una mejor comprensión, el análisis de los resultados de la adaptación se presenta en tres niveles: Adaptación General, Adaptación Marginal y Adaptación Interna. En ellos se realiza una comparación entre grupos o sistemas y las diferentes variables hombro recto vs. chamfer, y espesor incisal de 1,5mm vs. 3mm.

Adaptación General

La adaptación general incorpora el total de los 9 puntos evaluados, incluyendo zona A y B, apreciando la diferencia entre los sistemas 1, 2 y 3, entre hombro recto y chamfer, y entre espesor incisal 1,5mm y 3mm.

El sistema 2 tiene la mejor adaptación general, en segundo lugar el 1 y luego el 3, con diferencias estadísticamente significativas (Tabla 19).

Tabla 19. Adaptación general. Sistema 1 VS 2 y 3.

Sistema		Vs.	Sistema		Estadísticamente
1	98,22 (+/- 9,15)		2	69,05 (+/- 3,22)	P< 0,01
1	98,22 (+/- 9,15)		3	144,96 (+/- 10,58)	P< 0,01

Expresado en μm .

Tiene mejor adaptación el chamfer que el hombro recto, con diferencias estadísticamente no significativas (Tabla 20).

Tabla 20. Adaptación general. Hombro recto vs. chamfer.

Grupo		Vs.	Grupo		Estadísticamente
Hombro recto	108,42 (+/- 8,01)		Chamfer	99,74 (+/- 8,07)	NS

Expresado en μm .

Los subgrupos con espesor incisal de 3mm presentan mejor adaptación que los subgrupos con espesor incisal 1,5mm, con diferencias estadísticamente no significativas (Tabla 21).

Tabla 21. Adaptación general. Espesor incisal 1,5mm vs. 3mm.

Subgrupo		Vs.	Subgrupo		Estadísticamente
1,5mm	111,27 (+/- 7,86)		3mm	96,88 (+/- 7,53)	NS

Expresado en μm .

En los subgrupos con espesor incisal de 1,5mm, el sistema 2 tiene mejor adaptación general, seguido del sistema 1, y luego el 3, con diferencias estadísticamente significativas (Tabla 22).

Tabla 22. Adaptación general. Espesor incisal 1,5mm. Sistema 1 vs. sistema 2 y 3

Sistema		Vs.	Sistema		Estadísticamente
1	112,52 (+/-7,67)		2	66,75 (+/-4,42)	P< 0,001
1	112,52 (+/-7,67)		3	154,54 (+/-15,32)	P< 0,02

Expresado en μm .

En los subgrupos con espesor incisal de 3mm, el sistema 2 tiene mejor adaptación general, seguido del sistema 1, y luego el 3, con diferencias estadísticamente no significativas (Tabla 23).

Tabla 23. Adaptación general. Espesor incisal 3mm. Sistema 1 vs. sistemas 2 y 3.

Sistema		Vs.	Sistema		Estadísticamente
1	83,92 (+/- 10,70)		2	71,36 (+/- 4,48)	NS
1	83,92 (+/-10,70)		3	135,37 (+/- 15,62)	NS

Expresado en μm .

Resultados adaptación general:

- El sistema 2 tiene la mejor adaptación general, con diferencias estadísticamente significativas.
- El hombro recto y chamfer presentan diferencias estadísticamente no significativas.
- Los subgrupos con espesor incisal de 3mm presentan mejor adaptación, con diferencias estadísticamente no significativas.

Adaptación Marginal

La adaptación marginal incorpora las áreas 1 y 9 con sus correspondientes zonas A y B, que corresponden a la zona del margen propiamente dicho, conformado por el borde cavo periférico de la preparación dentaria y el borde cavo periférico protésico. Se evaluó la diferencia entre los sistemas 1, 2 y 3, entre las zonas A y B, entre márgenes Bucal y Lingual, entre Hombro Recto y Chamfer, y entre Espesor incisal de 1,5mm y 3mm.

Como se indicó en materiales y métodos estas áreas se dividieron en dos zonas, una externa o zona A, correspondiente al lado o cateto externo del triángulo, y una interna o zona B, correspondiente al vértice interno del triángulo.

A los fines estadísticos se analizaron estas zonas individualmente A y B, y en forma conjunta A + B. Al analizar dichas zonas individualmente o combinadas, se puede apreciar la discrepancia que surge entre ambas, a pesar de encontrarse en una misma área, separadas entre si por apenas unos μm , esto sustenta la necesidad de su adecuada identificación (Tabla 24, 25 y 26).

Tabla 24. Adaptación marginal. (Conteniendo Zona A y B)

Término medio	66,66
----------------------	--------------

Expresado en μm .

Tabla 25. Adaptación marginal. (Conteniendo A)

Término medio	89,88
----------------------	--------------

Expresado en μm .

Tabla 26. Adaptación marginal. (Conteniendo B)

Término medio	45,36
----------------------	--------------

Expresado en μm .

Zona A vs. Zona B.

Al comparar dichas zonas encontramos un significativo menor espacio a nivel de la zona B, vértice interno. La zona B tiene mejor adaptación que la zona A, con diferencias estadísticamente significativas (Tabla 27).

La menor discrepancia (zona B) se produce a una distancia promedio de $154,73\mu m$ del margen.

Tabla 27. Adaptación marginal. Zona A vs. Zona B.

Zona		Vs.	Zona		Estadísticamente
A	89,88 (+/-9,27)		B	45,36 (+/-5,58)	P<0,05

Expresado en μm .

Sistema 1 vs. 2 y 3 (Conteniendo zonas A y B).

El sistema 1 tiene la mejor adaptación, seguida del 2, y luego el 3, con diferencias estadísticamente no significativas (Tabla 28).

Tabla 28. Adaptación marginal. Sistema 1 vs. 2 y 3 (Conteniendo zonas A y B).

Sistema		Vs.	Sistema		Estadísticamente
1	57,61 (+/-7,98)		2	65,09 (+/-4,96)	NS
1	57,61 (+/-7,98)		3	77,27 (+/-10,27)	NS

Expresado en μm .

Sistema 1 vs. 2 y 3 (Conteniendo zona A).

Los sistemas 1 y 2 tienen la mejor adaptación, seguido del 3, con diferencias estadísticamente no significativas (Tabla 29).

Tabla 29. Adaptación marginal. Sistema 1 vs. 2 y 3 (Conteniendo zona A).

Sistema		Vs.	Sistema		Estadísticamente
1	85,54 (+/-11,43)		2	83,06 (+/-7,24)	NS
1	85,54 (+/-11,43)		3	101,06 (+/-18,15)	NS

Expresado en μm .

Sistema 1 vs. 2 y 3 (Conteniendo zona B).

El sistema 1 tiene la mejor adaptación, seguida del 2, y luego el 3, con diferencias estadísticamente no significativas (Tabla 30).

Tabla 30. Adaptación marginal. Sistema 1 vs. 2 y 3 (Conteniendo zona B).

Sistema			Sistema		Estadísticamente
1	35,46 (+/-8,62)	Vs.	2	47,12 (+/-4,77)	NS
1	35,46 (+/-8,62)	Vs.	3	53,48 (+/-10,03)	NS

Expresado en μm .

Bucal vs. Lingual (Conteniendo zonas A y B).

El margen lingual tiene mejor adaptación marginal que el margen bucal, con diferencias estadísticamente no significativas (Tabla 31).

Tabla 31. Adaptación marginal. Bucal vs. Lingual (Conteniendo zonas A y B).

Margen			Margen		Estadísticamente
Bucal	77,36 (+/-8,83)	Vs.	Lingual	56,08 (+/-7,62)	NS

Expresado en μm .

Bucal vs. Lingual (Conteniendo zona A).

El margen lingual tiene mejor adaptación marginal que el margen Bucal, con diferencias estadísticamente significativas (Tabla 32).

Tabla 32. Adaptación marginal. Bucal vs. Lingual (Conteniendo zona A).

Margen			Margen		Estadísticamente
Bucal	109,59 (+/-12,92)	Vs.	Lingual	70,17 (+/-8,50)	P<0,02

Expresado en μm .

Bucal vs. Lingual (Conteniendo zona B).

El margen lingual tiene mejor adaptación marginal que el margen bucal, con diferencias estadísticamente no significativas (Tabla 33).

Tabla 33. Adaptación Marginal. Bucal vs. Lingual (Conteniendo zona B).

Margen			Margen		Estadísticamente
Bucal	45,12 (+/-7,17)	Vs.	Lingual	40,08 (+/-7,32)	NS

Expresado en μm .

Hombro recto vs. chamfer (Conteniendo zonas A y B).

El margen Hombro recto tiene mejor adaptación marginal que el margen chamfer, con diferencias estadísticamente no significativas (Tabla 34).

Tabla 34. Adaptación marginal. Hombro recto vs. chamfer (Conteniendo zonas A y B).

Subgrupo			Subgrupo		Estadísticamente
Hombro recto	59,34 (+/-5,81)	Vs.	Chamfer	73,98 (+/-8,18)	NS

Expresado en μm .

Hombro recto vs chamfer (Conteniendo zona A).

El margen hombro recto tiene mejor adaptación marginal que el margen chamfer, con diferencias estadísticamente no significativas (Tabla 35).

Tabla 35. Adaptación marginal. Hombro recto vs chamfer (Conteniendo zona A).

Subgrupo			Subgrupo		Estadísticamente
Hombro recto	80,37 (+/-8,20)	Vs.	Chamfer	99,39 (+/-12,37)	NS

Expresado en μm .

Hombro recto vs. chamfer (Conteniendo zona B).

El margen hombro recto tiene mejor adaptación marginal que el margen chamfer, con diferencias estadísticamente significativas (Tabla 36).

Tabla 36. Adaptación marginal. Hombro recto vs. chamfer. (Conteniendo zona B)

Grupo			Grupo		Estadísticamente
Hombro recto	32,64 (+/-5,88)	Vs.	Chamfer	57,59 (+/-7,69)	P<0,02

Expresado en μm .

Espesor incisal 1,5mm vs. 3mm (Conteniendo zonas A y B).

La adaptación marginal es mejor con un espesor incisal de 3mm, con diferencias estadísticamente significativas (Tabla 37).

Tabla 37. Adaptación marginal. Espesor incisal 1,5mm vs. 3mm (Conteniendo A y B).

Subgrupo			Subgrupo		Estadísticamente
1,5mm	79,08 (+/-7,66)	Vs.	3mm	54,23 (+/-4,74)	P<0,01

Expresado en μm .

La adaptación marginal en los tres sistemas es mejor con un espesor incisal de 3mm. Siendo en los sistemas 1 y 2 con diferencia estadísticamente no significativa, y en el sistema 3 con diferencia estadísticamente significativa (Tablas 38, 39 y 40).

Tabla 38. Sistema 1. Adaptación marginal.
Espesor incisal 1,5mm vs. 3mm (conteniendo zonas A y B).

Sistema	Espesor 1,5mm		Espesor 3mm	Estadísticamente
1	67,39 (+/-14,82)	Vs.	47,83 (+/-7,99)	NS

Expresado en μm .

Tabla 39. Sistema 2. Adaptación marginal.
Espesor incisal 1,5mm vs. 3mm (conteniendo zonas A y B).

Sistema	Espesor 1,5mm		Espesor 3mm	Estadísticamente
2	65,62 (+/-8,49)	Vs.	64,56 (+/-6,07)	NS

Expresado en μm .

Tabla 40. Sistema 3. Adaptación marginal.
Espesor incisal 1,5mm vs. 3mm (conteniendo zonas A y B).

Sistema	Espesor 1,5mm		Espesor 3mm	Estadísticamente
3	104,22 (+/-16,43)	Vs.	50,31 (+/-9,44)	P<0,001

Expresado en μm .

Espesor incisal 1,5mm vs. 3mm (Conteniendo zona A).

La adaptación marginal es mejor con un espesor incisal de 3mm, con diferencias estadísticamente significativas (Tabla 41).

Tabla 41. Adaptación marginal. Espesor incisal 1,5mm vs. 3mm (Conteniendo zona A).

Subgrupo			Subgrupo		Estadísticamente
1,5mm	107,12 (+/-12,75)	Vs.	3mm	72,64 (+/-5,69)	P<0,02

Expresado en μm .

La adaptación marginal en los tres sistemas es mejor con un espesor incisal de 3mm. Siendo en los sistemas 1 y 2 con diferencias estadísticamente no significativas,

y en el sistema 3 con diferencias estadísticamente significativas (Tablas 42, 43 y 44).

Tabla 42. Sistema 1. Adaptación marginal.
Espesor incisal 1,5mm vs. 3mm (Conteniendo zona A).

Sistema	Espesor 1,5mm		Espesor 3mm	Estadísticamente
1	97,05 (+/-21,84)	Vs.	74,02 (+/-6,69)	NS

Expresado en μm .

Tabla 43. Sistema 2. Adaptación marginal.
Espesor incisal 1,5mm vs. 3mm (Conteniendo zona A).

Sistema	Espesor 1,5mm		Espesor 3mm	Estadísticamente
2	86,84 (+/-12,92)	Vs.	79,28 (+/-7,12)	NS

Expresado en μm .

Tabla 44. Sistema 3. Adaptación Marginal.
Espesor incisal 1,5mm vs. 3mm (conteniendo zona A).

Sistema	Espesor 1,5mm		Espesor 3mm	Estadísticamente
3	137,48 (+/-28,72)	Vs.	64,63 (+/-14,36)	P<0,05

Expresado en μm .

Espesor incisal 1,5mm vs. 3mm (Conteniendo zona B).

La adaptación marginal es mejor con un espesor incisal de 3mm, con diferencias estadísticamente no significativas (Tabla 45).

Tabla 45. Adaptación marginal. Espesor incisal 1,5mm vs. 3mm (Conteniendo zona B).

Subgrupo			Subgrupo		Estadísticamente
1,5mm	51,95 (+/-7,63)	Vs.	3mm	38,29 (+/-7,21)	NS

Expresado en μm .

La adaptación marginal en los tres sistemas es mejor con un espesor incisal de 3mm, no habiendo en los tres sistemas diferencias estadísticamente no significativas (Tablas 46, 47 y 48).

Tabla 46. Sistema 1. Adaptación marginal.
Espesor incisal 1,5mm vs. 3mm (Conteniendo B).

Sistema	Espesor 1,5mm		Espesor 3mm	Estadísticamente
1	37,74 (+/-16,78)	Vs.	21,64 (+/-5,73)	NS

Expresado en μm .

Tabla 47. Sistema 2. Adaptación marginal.
Espesor incisal 1,5mm vs. 3mm (conteniendo B).

Sistema	Espesor 1,5mm		Espesor 3mm	Estadísticamente
2	53,74 (+/-5,65)	Vs.	49,85 (+/-7,98)	NS

Expresado en μm .

Tabla 48. Sistema 3. Adaptación marginal.
Espesor incisal 1,5mm vs. 3mm (conteniendo B).

Sistema	Espesor 1,5mm		Espesor 3mm	Estadísticamente
3	70,96 (+/-13,12)	Vs.	36,00 (+/-13,09)	NS

Expresado en μm .

Resultado adaptación marginal:

- La zona B tiene mejor adaptación que la zona A, con diferencias estadísticamente significativas.

- Los sistemas 1 y 2 tienen la mejor adaptación marginal, con diferencias estadísticamente no significativas con el sistema 3.
- El margen lingual tiene mejor adaptación marginal que el margen bucal, con diferencias estadísticamente significativas.
- El margen hombro recto tiene mejor adaptación marginal que el margen chamfer, con diferencias estadísticamente significativas.
- La adaptación marginal es mejor con un espesor incisal de 3mm, con diferencias estadísticamente significativas.
- El sistema 3 presenta diferencias significativas entre la adaptación con espesor incisal de 3 mm y 1,5mm, lo que puede sugerir cierta distorsión del núcleo durante la cocción de la porcelana de revestimiento cuando ésta presenta espesores mayores, produciendo así, una contracción periférica de todo el bloque cerámico.

Adaptación Interna

La adaptación interna incorpora las áreas 2, 3, 4, 5, 6, 7 y 8. Se comparó los sistemas 1, 2 y 3, hombro recto y chamfer, y espesor incisal de 1,5mm y 3mm.

La adaptación interna se analiza a dos niveles particulares:

- A) A nivel de las áreas 2, 4, 5, 6 y 8 para medir la adaptación interna propiamente dicha.
- B) A nivel de las áreas 3 y 7 para medir la adaptación de los ángulos internos específicamente, debido a que el sistema 3 está diseñado para ángulos redondeados tipo chamfer exclusivamente, entonces es válido analizarlo por

separado, no incluyéndose en adaptación interna para no influenciar sobre el resto de la adaptación.

Sistemas 1 vs. 2 y 3. Áreas 2, 4, 5, 6 y 8 (internas).

El sistema 2 tiene la mejor adaptación interna, con diferencias estadísticamente significativas (Tabla 49).

Tabla 49. Adaptación interna. Sistemas 1 vs. 2 y 3. Áreas 2, 4, 5, 6 y 8 (internas).

Sistema			Sistema		Estadísticamente
1	142,65 (+/-16,14)	Vs.	2	69,06 (+/-4,49)	P<0,001
1	142,65 (+/-16,14)	Vs.	3	143,84 (+/-10,42)	NS

Expresado en μm .

Sistemas 1 vs. 2 y 3. Áreas 3 y 7 (ángulos internos).

El sistema 1 tiene la mejor adaptación interna, seguido del sistema 2 con diferencias estadísticamente no significativas, y luego el sistema 3 con diferencias estadísticamente significativas (Tabla 50).

Tabla 50. Adaptación interna. Sistemas 1 vs. 2 y 3. Áreas 3 y 7 (ángulos internos).

Sistema			Sistema		Estadísticamente
1	68,36 (+/-5,12)	Vs.	2	76,96 (+/-8,27)	NS
1	68,36 (+/-5,12)	Vs.	3	283,12 (+/-27,72)	P<0,001

Expresado en μm .

Hombro recto vs. chamfer. Áreas 2, 4, 5, 6 y 8 (internas).

El margen chamfer tiene mejor adaptación que el margen hombro recto. Con diferencias estadísticamente no significativas. (Tabla 51)

Tabla 51. Adaptación interna. Hombro recto vs. chamfer. Áreas 2, 4, 5, 6 y 8 (internas).

Grupo			Grupo		Estadísticamente
Hombro recto	124,55 (+/-9,49)	Vs.	chamfer	112,48 (+/-10,57)	NS

Expresado en μm .

Hombro recto vs. chamfer. Áreas 3 y 7 (ángulos internos).

El margen chamfer tiene mejor adaptación que el margen Hombro Recto, con diferencias estadísticamente no significativas (Tabla 52).

Tabla 52. Adaptación interna. Hombro recto vs. chamfer. Áreas 3 y 7 (ángulos internos).

Grupo			Grupo		Estadísticamente
Hombro recto	166,25 (+/-29,45)	Vs.	chamfer	119,39 (+/-15,95)	NS

Expresado en μm .

Espesor incisal 1,5mm vs. 3mm. Áreas 2, 4, 5, 6 y 8 (internas).

El subgrupo con espesor incisal de 3mm tiene mejor adaptación, con diferencia estadísticamente no significativa (Tabla 53).

Tabla 53. Adaptación interna. Espesor incisal 1,5mm vs. 3mm. Áreas 2, 4, 5, 6 y 8 (internas).

Subgrupo			Subgrupo		Estadísticamente
1,5mm	124,99 (+/-11,48)	Vs.	3mm	112,05 (+/-8,69)	NS

Expresado en μm .

Espesor incisal 1,5mm vs. 3mm. Áreas 3 y 7 (ángulos internos).

El subgrupo con espesor incisal de 3mm y 1,5mm tienen similar adaptación, con diferencias estadísticamente no significativas (Tabla 54).

Tabla 54. Adaptación interna. Espesor incisal 1,5mm vs. 3mm. Áreas 3 y 7 (ángulos internos).

Subgrupo			Subgrupo		Estadísticamente
1,5mm	141,35 (+/-24,12)	Vs.	3mm	144,28 (+/-25,04)	NS

Expresado en μm .

Resultado adaptación interna:

En áreas 2, 4, 5, 6 y 8 (internas):

- el sistema 2 tiene la mejor adaptación interna, con diferencias estadísticamente significativas.
- el margen Chamfer tiene mejor adaptación que el margen Hombro Recto, con diferencias estadísticamente no significativas.
- el grupo con espesor incisal de 3mm tiene mejor adaptación, con diferencias estadísticamente no significativas.

En áreas 3 y 7 (ángulos internos):

- el sistema 1 tiene la mejor adaptación interna, seguido del sistema 2, con diferencias estadísticamente no significativas, y luego el sistema 3, con diferencias estadísticamente significativas.
- el margen chamfer tiene mejor adaptación que el margen hombro recto, con diferencias estadísticamente no significativas.

- el grupo con espesor incisal de 3mm y 1,5mm tienen similar adaptación, con diferencias estadísticamente no significativas.

Al comparar el nivel de adaptación marginal, adaptación interna, áreas 2, 4, 5, 6 y 8 (internas), y adaptación interna, áreas 3 y 7 (ángulos internos), de los tres sistemas, se observa que el sistema 2 presenta valores homogéneos de adaptación en todos los niveles (Tabla 55).

Tabla 55. Comparación adaptación marginal y adaptación interna.

Sistema	Adaptación marginal. (conteniendo zona A)	Adaptación interna. Áreas 2, 4, 5, 6 y 8 (internas).	Adaptación interna. Áreas 3 y 7 (ángulos internos).
1	85,54	142,65	68,36
2	83,06	69,06	76,96
3	101,06	143,84	283,12

Expresado en μm .

Discusión

Resistencia a la fractura

Cuando se evalúa 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 para que pudieran ser insertados en la máquina de ensayos y soportar la carga. Los pilares metálicos usados en este estudio, aunque no reproducen el módulo elástico dentario, son homogéneos en su composición proporcionando un sustrato consistente para todos los grupos. Este aspecto permite duplicar su tamaño y forma idéntica, disminuyendo las variaciones entre y dentro de los grupos, 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.

Una de las limitaciones de un solo tipo de carga flexural es que no representa o no simula todas las cargas clínicas a la cual la restauración está expuesta.¹⁵⁹ Este estudio, por lo tanto, enfoca una sola dirección de carga debido a que creemos es la más conveniente de analizar en elementos dentarios anteriores.

La restauración estará sujeta a distintas exigencias clínicas, en cuanto a su resistencia a la fractura, entonces debemos conocer las fuerzas o cargas que actuarán sobre la misma, como son distintos factores de fuerzas, normales o funcionales y paranormales o parafuncionales.

Dentro de las fuerzas normales existen las fuerzas de mordida, las cuales son perpendiculares al plano oclusal, de lapsos cortos y de escasa duración total (9 min/día), con una intensidad entre 2,5kg (25N) – 20kg. (200N). También dentro de las fuerzas normales, están las fuerzas periorales, las cuales son más leves, pero más constantes, con un componente horizontal de fuerzas, con un valor máximo al deglutir de 2,5 kg (480 veces/día), y un tiempo total de deglución muy breve (20 min/día).

Sin dudas, la inquietud como restauradores no radica en dichas fuerzas normales, las cuales están dentro de un rango compatible, sino el desafío radica en las fuerzas paranormales, generalmente manifestadas en el bruxismo.

El promedio de la fuerza máxima de mordida en hombres en la región molar fue 911N y en la región incisal 569N.¹⁶⁰ Así otros estudios establecen que el valor de las fuerzas incisales máximas reportado en la literatura es de 90 a 370N.¹⁶¹

Las fuerzas de mordida máxima se incrementan hacia el sector posterior. A nivel del sector anterior e intermedio las fuerzas oscilan entre 15 y 50kg (150N y 500N), y en el sector molar entre 60 y 125kg (600N y 1250N).¹⁶² Aunque hay autores que registran, en el sector molar, fuerzas máximas entre los 25 - 265kg (250N – 2600N).¹⁶³

Es de interés en este estudio cuidar de las fuerzas generadas en el sector bucal anterior, en donde fuerzas parafuncionales, pueden superar la resistencia que existen en algunos de los subgrupos con altura incisal de 3mm.

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 material y método, son escasas las comparaciones que se pueden realizar, pero bien, 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 3mm, comparable a dicho subgrupo nuestro, hallando valores de resistencia de 335N, inferiores a los de este trabajo de 683N.

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, 164} 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.¹⁶⁵

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 3mm,^{39, 40} 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 1,5mm versus 3mm, se observa que una corona con espesor incisal de 1,5mm es significativamente más resistente que una corona con espesor incisal de 3mm. En los subgrupos con espesor incisal de 1,5mm el punto de carga, a un milímetro del borde incisal, es soportado por el núcleo de la restauración que es de 0,8mm, mientras que en los subgrupos con altura incisal 3mm 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 2mm, 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 2mm, hasta ahora basados en la experiencia clínica,^{166, 167} oponiéndose a otros autores que sugiere extensiones incisales de hasta 4mm.¹⁶⁸ Lo mismo sucede a nivel del sector posterior de molares, donde Webber B.¹⁶⁹ anuncia una resistencia a la compresión con valores superiores a 2200N, duplicado 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.

Hay estudios que corroboran que la adaptación marginal mejora cuando se imprime mayores fuerzas de asentamiento durante el cementado, tales como 300N, estando estas muy cerca del nivel de resistencia flexural de las porcelanas de revestimiento, como sucede en los subgrupos con espesor incisal de 3mm,¹⁷⁰ Tales tensiones pueden suceder al ejercer presión masticatoria para el cementado, superando a veces los 500N, duplicándose en el sector molar. Las fuerzas de cementado excesivas pueden dañar al elemento dentario, produciendo intrusión, afectando el tejido periodontal, ejercer tensión sobre la pulpa y distorsión de la restauración. Por ello hay estudios que sugieren utilizar cargas entre 25 y 50N para obtener un espesor de cemento adecuado.¹⁷¹ 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, comparada con la preparación de un chamfer.^{172, 173, 174} 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 1,5mm, se observa, que en los tres sistemas el Subgrupo III (chamfer, con espesor incisal de 1,5mm) 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 aquellos 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.¹⁷⁵ 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 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 intraradicular tienen una resistencia a la fractura del rango de 450.3N con la utilización de pernos de zirconio y núcleo de resina, y a 1793.59N,¹⁷⁶ con la utilización perno colado con efecto ferrule,¹⁷⁷ 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.

Así mismo, a modo de prueba y sin carácter estadístico, en este estudio se cuantificó la resistencia de la porcelana a la compresión, obteniendo valores superiores a 2200N, cuadruplicando las necesidades clínicas del sector bucal anterior. También se testeó la resistencia de muestras sin los procedimientos de acondicionamiento del pilar, ni de la corona para su adhesión resultando valores de 402,7N, reflejando en lo que a resistencia concierne, su incompatibilidad clínica demostrando que 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.^{178, 179} a su vez conjuntamente con la convergencia de las paredes del pilar es fundamental para la retención, como se plantea en este estudio.¹⁸⁰

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 +/- 304N no bruxómanos y 806 +/- 282N bruxómanos con diferencias no significativas entre grupos. La diferencia entre sexos fue significativa estadísticamente, la FMM en el hombre (1,009 +/- 290N) siendo mayor que en la mujer (668 +/- 179N).¹⁸¹ Por lo que se relativiza al bruxismo, como único generador de fuerzas nocivas, como contraindicación de restauraciones coronarias de porcelana pura.

La fuerza de mordida anterior disminuye si no existe contacto entre los dientes posteriores y aumenta cuando se produce oclusión posterior o contactos

excéntricos.^{182,183} Por lo tanto durante movimientos excéntricos protrusivos en el bruxismo, con contactos interferentes posteriores, pueden incidir fuerzas de mayor intensidad en las piezas anteriores, especialmente los contactos mediotrusivos que resultan muy destructivos para el sistema masticatorio debido a la cantidad y dirección de las fuerzas que pueden aplicarse, así como a las respuestas neuromusculares que pueden provocar.¹⁸⁴

En un estudio para determinar la severidad, distribución y del desgaste dentario entre dos grupos poblacionales mejicanos-americanos y europeos-americanos, se observó que los dientes anteriores tenían un mayor grado de desgaste que los dientes posteriores.¹⁸⁵

Existen otras circunstancias en que los dientes anteriores pueden recibir contactos oclusales muy intensos durante el cierre, como en los pacientes que han perdido el apoyo dentario posterior, con colapso de mordida posterior. Las fuerzas anteriores inciden en un ángulo de 45°sexagesimales, constituyendo fuerzas adicionales de cizallamiento, que aumentan la fuerza equivalente a media carga,¹⁸⁶ lo cual incrementaría la fuerza normal de mordida acercándose a los valores de resistencia de algunos sistemas cuando la altura incisal es de 3mm.

Los dientes anteriores, a diferencia de los posteriores, están en una posición adecuada para aceptar las fuerzas de los movimientos mandibulares excéntricos. En consecuencia, puede afirmarse que los dientes posteriores actúan de manera más eficaz como tope de la mandíbula durante el cierre, mientras que los dientes anteriores son más eficaces como guía de la mandíbula durante los movimientos excéntricos. Conociendo estas funciones, puede apreciarse que los dientes posteriores

deben contactar con una fuerza algo superior a la de los dientes anteriores en la relación céntrica. Esta situación se describe como Oclusión Mutuamente Protegida.

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 1.5mm, modo de fractura D, y la fractura parcial principalmente a nivel de las muestras con espesor incisal de 3mm, 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.

Al analizar la tabla de distribución de los modos de fractura según el sistema, se observa que las fuerzas de resistencia se incrementan desde el modo de corte A al D, indicando la mayor fuerza necesaria para fracturar el núcleo en relación a la porcelana de revestimiento. También se advierte que los sistemas 1 y 3 presentan básicamente una distribución según su espesor incisal, estando los subgrupos 1 (1,5mm) alineados en el modo de fractura D1 y los subgrupos 2 (3mm) alineados en el modo A y B, mientras en el sistema 2 están principalmente alineado, los subgrupos 1 (1,5mm) en el modo de fractura D2 y los subgrupos 2 (3mm) alineados en el modo C y D2. Esta distribución permite deducir que el sistema 2 posee un núcleo de menor resistencia, 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 (3mm), y de modo D cuando incide a nivel del núcleo, subgrupos 1 (1,5mm).

El modo de fractura, no demuestra distribución que indique incidencia según las dos terminaciones marginales comparadas, hombro recto y chamfer.

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

Cuando analizamos la incidencia de la fractura del núcleo, se observa diferentes porcentajes de fallas. Al comparar los tres sistemas en general, se advierte el Sistema 1 con 19 fracturas (59,37%), el Sistema 2 con 32 (100%), y el Sistema 3 con 21 (65,62%).

Al analizar la distribución de las fracturas según los espesores incisales se percibe en el Subgrupo altura 1,5mm, el Sistema 1 con 15 (46,85%), el Sistema 2 con 16 (50%), y el Sistema 3 con 15 (46,85%), y en el subgrupo con espesor incisal de 3mm, el Sistema 1 con 4 (12,5%), el Sistema 2 con 16 (50%), y el Sistema 3 con 6 (18,75%).

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 en el subgrupo con espesor incisal de 3mm.

Adaptación

Para la realización de este estudio se utilizó cements adhesivos, que además de incrementar la resistencia a la fractura como observamos mas arriba en este trabajo, permanece inalterable en comparación a la utilización de otros medios cementantes como el fosfato de zinc o el ionómero de vidrio reforzado,¹⁸⁷ además

este último puede causar fractura coronaria postcementación, también los cementos adhesivos favorecen a la mejor adaptación de las restauraciones.^{188 189 190 191}

Sabemos que las restauraciones con márgenes clínicamente deficientes, como así también con márgenes clínicamente aceptables, pueden contribuir a la inflamación gingival, sin embargo las evidencias actuales no muestran un incremento en la pérdida de adherencia del epitelio sulcular en los dientes con restauraciones coronarias.¹⁹² Sin duda que la respuesta tisular estará condicionada por otros factores como la historia de la enfermedad periodontal del paciente, la influencia de la restauración sobre la formación de placa, y la composición de la microflora crevicular, por lo que un adecuado diseño y precisión de los márgenes desarrollará un rol esencial en la salud periodontal.

En este estudio se utilizó un método extremadamente exacto, a través de una vista directa de la sección dentaria, teniendo especial incidencia a nivel marginal. Al comparar con otros estudios publicados que realizan mediciones de la desadaptación marginal por observación de la superficie externa del margen “face on”, ya sea indirectamente por la técnica de modelo de réplica o directamente usando microscopio óptico con procesamiento de imagen por software, puede suceder que el operador presente dificultades para distinguir entre estructura dentaria y cemento coloreado color diente o la localización de la parte más apical del margen dentario preparado.^{193, 194} La medición en una sección dentaria permite la observación del margen en un simple plano focal, resultando imposible en la técnica “face on” a alta magnificación con vistas de superficies curvadas. La medición en una sección dentaria también resulta superior a la técnica de réplica donde el operador puede

observar cambios solo en el contorno superficial, pero no en la reflexión o refracción de la luz impidiéndole distinguir nítidamente entre diente, cemento y corona.¹⁹⁵

Otros autores han tomado las mediciones del espesor del cemento adyacentes al área del margen, justo hacia adentro de la restauración, descrito en este estudio como zona B, resultando en valores con mejor adaptación que los registrados en el margen propiamente dicho o en la superficie, descrito en este estudio como zona A.¹⁹⁶

Por lo tanto, y a los fines de simplificar la discusión, cuando se compara la adaptación marginal, se cotejan los valores contenidos en la zona A, la cual representa la zona externa propiamente dicha del margen. No obstante, en los resultados y en las conclusiones se analizan las zonas A y B.

En la adaptación general se observa, que el sistema 2 tiene la mejor adaptación, en segundo lugar el 1 y luego el 3, con diferencias estadísticamente significativas. En el sistema 1 el promedio del espesor de cemento es de 98,22 μ m, similar al valor hallado por Grey y col.¹⁹⁷

Cuando se compara el promedio de la adaptación marginal, entre los sistemas 1, 2 y 3, conteniendo la zona A, se encuentra que el sistema 1 tiene 85,54 μ m, el sistema 2 tiene 83,06 μ m, y el sistema 3 tiene 101,06 μ m, con diferencias estadísticamente no significativas. Este resultado es coincidente con los valores hallados en otros estudios similares en donde los resultados del promedio de la adaptación marginal fueron entre 80 y 95 μ m en dientes anteriores, el cuál concluye que la precisión de adaptación del sistema Procera fue comparable a otros convencionales e innovadores sistemas.¹⁹⁸

En otros estudios se compara el promedio de la discrepancia marginal en incisivos centrales superiores entre sistemas In-Ceram, IPS Empress 2, y metalcerámica, encontrando valores de $87 \pm 34\mu\text{m}$ para metalcerámica, $112 \pm 55\mu\text{m}$ para convencional In-Ceram, y $46 \pm 16\mu\text{m}$ para IPS Empress 2.¹⁹⁹ Estos resultados contrastan con el valor hallado en este estudio a nivel del sistema 2 con un promedio de $83,06\mu\text{m}$. Beschmidt y col²⁰⁰ evaluaron el ajuste marginal de IPS Empress 2 de coronas en incisivos maxilares superiores y encontraron un valor de $62\mu\text{m}$, el cual es similar al resultado hallado en este estudio.

En la adaptación marginal, comparando entre margen bucal y lingual, conteniendo la zona A, el margen lingual tiene mejor adaptación marginal que el margen bucal, con diferencias estadísticamente significativas, contrastando con lo enunciado por otros autores en donde la diferencia no es estadísticamente significativa.²⁰¹ El mismo estudio evalúa los tres sistemas cerámicos, hallando valores promedios de $160\mu\text{m}$ para In-Ceram, $62\mu\text{m}$ para IPS Empress, y $82\mu\text{m}$ para Procera, que comparados con $85,54\mu\text{m}$, $83,06\mu\text{m}$, y $101,06\mu\text{m}$ respectivamente, del presente trabajo, se observa diferencias significativas a nivel del sistema In-Ceram.

Cuando se compara la adaptación marginal, en coronas con espesor incisal $1,5\text{mm}$ vs. 3mm , tomando la zona A, la adaptación es claramente mejor con un espesor incisal de 3mm , con diferencias estadísticamente significativas, lo que podría indicar una mayor influencia del espesor de la porcelana de revestimiento sobre el núcleo, oponiéndose a estudios que sostienen que no se observa diferencia estadísticamente significativa en la discrepancia marginal durante las distintas etapas de fabricación de las restauraciones: núcleo, porcelana de revestimiento, y glaseado.

¹⁹³ Este hallazgo podría deberse a la razón de que ante mayor masa de porcelana la

restauración experimenta una mayor contracción volumétrica, afectando incluso al núcleo duro o cofia de la misma, traduciéndose en una mejor adaptación.²⁰²

En la comparación de la adaptación marginal entre hombro recto y chamfer, conteniendo la zona A, el margen hombro recto tiene mejor adaptación que el margen chamfer, con diferencias estadísticamente no significativas. Siendo esta tendencia coincidente con lo que demuestra en su trabajo Cho L.,¹⁷¹ el cual también, concluye que la terminación marginal en chamfer resulta con una mayor resistencia a la fractura que el hombro recto. En contraste Wöstmann²⁰³ recomienda la utilización de chamfer para conseguir mejor adaptación marginal que con hombro recto.

A nivel de adaptaciones internas, es escasa la bibliografía que permite realizar una adecuada comparación. No obstante, el estudio de May Kenneth,²⁰⁴ compara adaptación marginal e interna en el sistema Procera, a través de replica con silicona, en premolares y molares, obteniendo a nivel marginal 63µm, en Paredes axiales 69µm, y en punta de cúspide 67µm, contrastando con lo obtenido en este trabajo, a nivel de adaptación marginal 101,06µm, paredes axiales 107µm, y borde incisal 143,53µm. El mismo autor cita en su artículo la relación que existe entre el espesor de cemento a nivel de paredes axiales y la resistencia a la fractura, señalando que a mayor espesor disminuiría la resistencia. En el presente estudio existe una falta de correlación entre espesor de cemento y resistencia, siendo que el sistema 1 con mayor resistencia a la fractura tiene el mayor espesor de cemento a nivel de paredes axiales comparados con los demás sistemas.

Conclusiones

Resistencia a la fractura

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, siendo un factor de debilidad cuando la porcelana de revestimiento supera 1mm de espesor a nivel incisal, por encima del núcleo cerámico de 0,8mm, situación en la cual puede ser superada la resistencia de la misma, haciendo fracasar la restauración. Al contrario de lo que sucede en restauraciones utilizadas en el sector bucal posterior, en donde el espesor oclusal de la porcelana incrementa la resistencia de la misma, debido a que aquí esta sujeta a fuerzas compresivas, y en el sector anterior a fuerzas flexurales, y como bien conocemos la porcelana es muy resistente a la compresión no así a la flexión.

- Cuando comparamos la resistencia general de los tres sistemas estudiados, el sistema 1 es más resistente que el sistema 2 y 3.

- En las restauraciones con espesor incisal de 1,5mm, el sistema 1 más resistente, siguiendo en orden el 3 y luego el 2.

- En las restauraciones con espesor incisal de 3mm, el sistema 1 es más resistente, siguiendo en orden de resistencia el sistema 2 y luego el 3.

- En las restauraciones con espesor incisal de porcelana de 1,5mm, la terminación marginal en chamfer proporciona más resistencia que el hombro recto.

- En las restauraciones con espesor incisal de porcelana de 3mm no hay variaciones significativas entre hombro recto y chamfer.

- Las restauraciones con espesor incisal de 1,5mm es más resistente que una corona con espesor incisal de 3mm, independientemente de la configuración cervical (hombro recto o chamfer).

- 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 1.5mm, Modo de fractura D, y la fractura parcial principalmente a nivel de las muestras con espesor incisal de 3mm, Modo de fractura A y B.

- El modo de fractura, no demuestra distribución que indique incidencia según las dos terminaciones marginales comparadas, hombro recto y chamfer.

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

Adaptación

El presente estudio, teniendo en consideración las variables introducidas, y los niveles de adaptación evaluados, general, marginal o interno, permite elaborar las siguientes conclusiones:

A nivel de adaptación general:

- El sistema 2 tiene la mejor adaptación
- No hay diferencias en adaptación entre el margen chamfer y el margen hombro recto.

- Los grupos con espesor incisal de 3mm presentan mejor adaptación.

A nivel de adaptación marginal:

- Las discrepancias marginales encontradas en este estudio están dentro de los valores clínicamente tolerados de 120µm.
- La zona B tiene mejor adaptación que la zona A.
- El sistema 1 tiene la mejor adaptación, seguida del 2, y luego el 3.
- El margen lingual tiene mejor adaptación que el margen Bucal.
- El margen hombro recto tiene mejor adaptación que el margen chamfer.
- Las restauraciones coronarias con un espesor incisal de 3mm tienen mejor adaptación.

A nivel de adaptación interna, conteniendo las zonas 2, 4, 5, 6 y 8 (internas)

- el sistema 2 tiene la mejor adaptación.
- Las restauraciones coronarias con un espesor incisal de 3mm tiene mejor adaptación.

A nivel de adaptación interna, conteniendo las zonas 3 y 7 (ángulos internos)

- el sistema 1 tiene la mejor adaptación, seguido del sistema 2, y luego el sistema 3.
- Las restauraciones coronarias con un espesor incisal de 3mm y 1,5mm tienen similar adaptación.

En la tabla 56 se resume el comportamiento de cada variable según el nivel de adaptación indicado, general, marginal o interno.

Cuando se compara sistema 1 vs. 2 y 3, el sistema 2 tiene mejor adaptación general e interna, mientras que el sistema 1 tiene mejor adaptación marginal y de los ángulos internos

El hombro recto tiene mejor adaptación a nivel marginal que el chamfer.

Las coronas con espesor incisal de 3mm tienen mejor adaptación que las que tienen espesor incisal 1,5mm.

La zona B tiene mejor adaptación que la zona A.

El margen lingual tiene una adaptación marginal mejor que el margen bucal, sin aparente razón.

Tabla 56. Comportamiento de las variables.

	Adaptación General	Adaptación Marginal	Adaptación Interna
1 VS 2 y 3	El sistema 2. Significativa.	El sistema 1 y 2. No significativa.	El sistema 2, (internos) Significativa. El sistema 1, (ángulos internos). Significativa.
Hombro Recto VS Chamfer	Chamfer. No significativa.	Hombro Recto. Significativa.	Chamfer. No significativa.
Espesor incisal 1,5mm VS 3mm	3mm. No significativa.	3mm. Significativa.	3mm. No significativa.
Zona A VS Zona B		Zona B. Significativa.	
Bucal VS Lingual		Lingual. Significativa.	

También se puede analizar los resultados desde el punto de vista de cada una de las variables, observando las conclusiones antes señaladas:

Sistema 1

El Sistema 1 tiene la mejor adaptación marginal y de ángulos internos

Sistema 2

El Sistema 2 tiene la mejor adaptación general, marginal e interna.

Sistema 3

El Sistema 3 tiene la mayor diferencia estadísticamente significativa en adaptación marginal entre espesor incisal de 1,5mm y 3mm.

Hombro Recto

El margen hombro recto tiene mejor adaptación marginal que el margen chamfer.

Chamfer

El margen chamfer tiene mejor adaptación general e interna que el margen hombro recto.

Espesor incisal 1,5mm vs. 3mm

Los grupos con espesor incisal de 3mm presentan mejor adaptación genera, marginal e interna.

Bucal vs. Lingual

El margen lingual tiene mejor adaptación marginal que el margen bucal.

Zona B vs. zona A

La zona B tiene mejor adaptación marginal que la zona A.

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 y su adaptación, de los sistemas de cerámica pura estudiados, es actualmente desconocida.

Objetivo. El propósito de este estudio fue Realizar una investigación *in Vitro* para determinar la resistencia a la fractura y la adaptación 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: 1) In-Ceram, 2) IPS Empress2, y 3) Procera, con dos tallados diferentes de la terminación periférica de la preparación dentaria, hombro recto de 90° sexagesimales con ángulo interno redondeado y chamfer de 120° sexagesimales, y dos espesores incisales cerámicos distintos. Se realizaron pilares metálicos como modelos de trabajo para evaluar la resistencia a la fractura, en metal resistente para que pudieran ser insertados en la máquina de ensayos y soportar la carga, los cuales son homogéneos en su composición proporcionando un substrato consistente para todos los grupos.

Se obtuvieron 120 pilares metálicos, 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 la soportan.

Sobre los troqueles metálicos, se confeccionaron los tres sistemas de cerámica, según indicaciones del fabricante. El cementado se realizó con cemento de resina.

Para la evaluación de la resistencia a la fractura se realizaron 96 muestras. Se realizó a través de un test de carga progresiva en una máquina universal de ensayos, en un ángulo de fuerza de 45° sexagesimales al eje longitudinal del pilar. El criterio para la cesación de carga fue la falla de la porcelana por fractura catastrófica de la corona.

Para el test de adaptación se realizaron 24 muestras, que se seccionaron y analizaron al microscopio.

Resultado. El sistema In-Ceram es más resistente que el IPS Empress2 y Procera, el diseño de los márgenes en chamfer es más resistente que el hombro recto, y se

observa que una corona con altura incisal de 1,5mm es más resistente que una corona con altura incisal de 3mm.

Al analizar la adaptación, los sistemas no presentan diferencias estadísticamente significativas, el diseño de los márgenes en hombro recto tiene mejor adaptación marginal que el chamfer, y los grupos con espesor incisal de 3mm presentan mejor adaptación.

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 1mm de espesor a nivel incisal, por encima del núcleo cerámico de 0,8mm. Las discrepancias marginales encontradas en este estudio están dentro de los valores clínicamente tolerados de 120µm.

Estas observaciones debemos trasladarlas a la clínica, y aplicando estos preceptos, con respaldo científico, obtener restauraciones coronarias completas más resistentes, precisas y duraderas.

Es necesario nuevos estudios que analicen otras variables, para ayudarnos a conocer más sobre el comportamiento de los sistemas cerámicos actuales.

Abstract

Problem. Grinding influence of different designs of peripheral finishing of dental preparation, and different ceramic incisal thicknesses over fracture toughness and its adaptation, of the studied ceramic systems, is unknown.

Objective. The purpose of this study was to carry out an *in vitro* research in order to determine fracture toughness and whole crown restoration adaptation, of three ceramic systems studied, over simulated preparations of upper central incisor teeth. Lastly, the interpretation of the produced fractures was carried out.

Materials and Methods. Three systems of all-ceramics were assessed: 1) In-Ceram, 2) IPS Empress2, and 3) Procera All-Ceram, with two different grindings of the marginal finishing of the dental preparation, 90° sexagesimal shoulder with rounded internal angle and 120° sexagesimal chamfer, and different ceramic incisal thicknesses. Metallic abutments as working models, in resistant metal so that they could be inserted in the test machine and could bear the load, were made to assess fracture toughness. The abutments were homogenous in their composition providing in consistent substrate for all the groups. Forty eight individual metallic abutments were obtained of each group. The abutments were adapted to establish fairly reproducible conditions and an effective strength transfer simulating a total adhesive bond between the crowns and the abutment structures that supported them. The three ceramic systems were made over metal diecasts, according to the manufacturer's instructions. The bond was done with resin cement. The fracture toughness assessment was done through a progressive load test in a universal test machine, in a 45° sexagesimal strength angle to the longitudinal axis of the abutment. The criterion for load ceasing was porcelain failure because of crown catastrophic fracture. Eight samples per system, which were sectioned and analyzed through the microscope, were done for the adaptation test.

Results. The In-Ceram system is more resistant than IPS Empress2 and Procera; the chamfer margins design is more resistant than the straight shoulder one; and it can be observed that a crown with a 1.5mm incisal height is more resistant than a crown with

a 3mm incisal height. When analyzing adaptation, In-Ceram system has the best marginal adaptation, the design of the margins in straight shoulder has a better marginal adaptation than the chamfer, the 3mm incisal thickness groups show a better adaptation.

Conclusion. Current ceramic systems have a higher toughness to the clinic requirement in anterior oral sector, being a weakness factor when the coating porcelain exceeds 1mm thickness at incisal level, above the 0.8mm ceramic core. The marginal discrepancies found in this study are among the clinically tolerated values of 120 μ m. These observations must be taken to the clinic, and applying these precepts, we can therefore obtain tougher, more precise and longlasting complete crown restorations with scientific support.

Bibliografía

- ¹ Moreano E.; Brackett S. Foundation restorations in fixed prosthodontics: Current knowledge and future needs. *Journal of Prosthetics Dentistry* 1999; Volume 82, Number 6, 643-657.
- ² McLean J. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *Journal of Prosthetic Dentistry* 2001; 85,1:61-66.
- ³ Land CH. Porcelain dental art. *Dent Cosmos* 1903; 45:437-44
- ⁴ Pröbster Lothar. El desarrollo de las restauraciones completamente cerámicas. Un compendio histórico(I). Quintessence (ed. esp.) 1998;11,8:515-519.
- ⁵ Weinstern M, Katz S, Weinstern AB. Fused porcelain-to-metal teeth. U.S. Patent no. 3,052,982, 1962; Sept. Washington, D.C.:U.S. Patent Office.
- ⁶ Rosenblum Marc, A. and Schulman, Allan. Una revisión de las Restauraciones de Cerámica pura. *JADA* (Ed. Arg.) 1997; 1,3:13-23.
- ⁷ DiTolla MC. A new metal -free alternative for single- and multiunit restorations. *Compend Contin Educ Dent* 2002; Sep. 23(9 Suppl 1):25-33.
- ⁸ Sorensen JA, Choi C, Fanuscu MI, Mito WI. A clinical trial of all-ceramic crown restorations. *Pract Proced Aesthet Dent* 2003; Suppl:33-8.
- ⁹ Land CH. A new system of restoring badly decayed teeth by means of an enameled metallic coating. *Independent Pract* 1886; 7:407.
- ¹⁰ Oilo G, Tornquist A, Durling D, Andersson M. All-ceramic crowns and preparation characteristics: a mathematic approach. *Int J Prosthodont* 2003; May-Jun;16(3):301-6.
- ¹¹ 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.
- ¹² 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.
- ¹³ 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.
- ¹⁴ McLean, J.W. The Science and Art of Dental Ceramic. Monographs I and II, III and IV Louisiana State. Univ 1976.

- ¹⁵ Pettrow JN. Practical Factor in building and firing characteristics of dental porcelain. *J. Prosthet Dent* 1961 11:334
- ¹⁶ Fairley JM, Deubert LW. Preparation of a maxillary central incisor for a porcelain jacket preparation. *Br Dent J* 1958;18:208.
- ¹⁷ Dérand T. Effect of variation in the shape of the core on stresses in a loaded model of a porcelain crown. *Odontol. Rev* 1974; 25:11.
- ¹⁸ Sherrer SS, Rijk WG. The effect of crown length on the fracture resistance of posterior porcelain and glass ceramic crowns. *Int. J. Prosthodont* 1992; 5:550.
- ¹⁹ Leevailoj Ch, Platt J, Cochran M, Moore B. In vitro study of fracture incidence and compressive fracture load of all-ceramic crowns cemented with resin-modified glass ionomer and other luting agents. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 1998; 80:699-707.
- ²⁰ Walton CB, Leven MM. A preliminary report of photoelastic test of strain patterns within jacket crowns. *J Am Dent Assoc* 1955; 50:45.
- ²¹ El-Ebrashi MK, Craig RG, Peyton FA. Experimental stress analysis of dental restorations. Part III. The concept of the geometry of proximal margins. *J. Prosthet. Dent* 1969; 22:333.
- ²² Zhang B, Zhao Y, Wang H. Three-dimensional finite element analysis of all-ceramic crowns of the posterior teeth. *Hua Xi Yi Ke Da Xue Xue Bao* 2000; Jun; 31(2):147-8.
- ²³ Proos KA, Swain MV, Ironside J, Steven GP. Influence of margin design and taper abutment angle on a restored crown of a first premolar using finite element analysis. *Int J Prosthodont* 2003; Jul-Aug; 16(4):442-9.
- ²⁴ Yildirim M, Fischer H, Marx R, Edelhoff D. In vivo fracture resistance of implant-supported all-ceramic restorations. *J Prosthet Dent* 2003 Oct;90(4):325-31.
- ²⁵ 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 Dec;86(6):624-31.
- ²⁶ Rosenstiel S., Land M., Crispin B. Dental luting agents: A review of the current literature. *J Prosthet Dent* 1998;80:280-301.
- ²⁷ Chun Z., White S. Mechanical properties of dental luting cements. *J Prosthet Dent* 1999;81:597-609.

- ²⁸ Behr M, Rosentritt M, Mangelkramer M, Ansel G. The influence of different cements on the fracture resistance and marginal adaptation of all-ceramic and fiber-reinforced crowns. *Int J Prosthodont.* 2003 Sep-Oct; 16(5):538-42.
- ²⁹ Chen H., Hickel R., Setcos J., Kunzelmann K. Effects of surface finish and fatigue testing on the fracture strength of CAD-CAM and pressed-ceramic crowns. *J Prosthet Dent* 1999;82:468-75.
- ³⁰ Blatz M., Sadan A., Kern M. Resin-ceramic bonding: A review of the literature. *J Prosthet Dent* 2003;89:268-74.
- ³¹ Attar N., Tam L., McComb D. Mechanical and physical properties of contemporary dental luting agents. *J Prosthet Dent* 2003;89:127-34.
- ³² Diaz-Arnold A., Vargas M., Haselton D. Current Status of luting agents for fixed prosthodontics. *J Prosthet Dent* 1999;81:135-41.
- ³³ Gu XH, Kern M. Marginal discrepancies and leakage of all-ceramic crowns: influence of luting agents and aging conditions. *Int J Prosthodont.* 2003 Mar-Apr;16(2):109-16.
- ³⁴ Gu XH, Matthias K. A comparative study of marginal microleakage using three different cements in ceramic crowns. *Zhejiang Da Xue Xue Bao Yi Xue Ban* 2002 Jun;31(3):199-201.
- ³⁵ 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(6):368-76.
- ³⁶ Fleming GJ, Narayan O. The effect of cement type and mixing on the bi-axial fracture strength of cemented aluminous core porcelain discs. *Dent Mater.* 2003 Jan;19(1):69-76.
- ³⁷ 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.
- ³⁸ Douglas R., Przybylska M. Predicting porcelain thickness required for dental shade matches. *J Prosthet Dent* 1999;82:143-9.
- ³⁹ Gerard Chiche, Alain Pinault. *Esthetics of Anterior Fixed Prosthodontics.* Quintessence Co, Inc. 1994.
- ⁴⁰ Shillingburg HT, Hobo S, Fisher DW. *Preparations for cast Gold restorations.* Chicago: Quintessence, 1974.
- ⁴¹ Edelhoff D., Sorensen J. Tooth structure removal associated with various preparation designs for anterior teeth. *J Prosthet Dent* 2002;87:503-9.

- ⁴² Denissen H, Lubreto A. La Porcelana en Odontología Estética. Editorial de la Universidad Nacional de la Plata. 1997.
- ⁴³ Kancyper S., Sierralta M., Razzoog M. All-ceramic surveyed crowns for removable partial denture abutments. *J Prosthet Dent* 2000;84:400-2.
- ⁴⁴ 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 Jul;15(6):459-64; quiz 466.
- ⁴⁵ Touati B. Versatility and aesthetics of the IPS Empress all-ceramic system. *Pract Proced Aesthet Dent* 2003;Suppl:45-8.
- ⁴⁶ Moundouri-Andritsakis H, Kourtis SG, Andritsakis DP. All-ceramic restorations for complete-mouth rehabilitation in dentinogenesis imperfecta: a case report. *Quintessence Int* 2002 Oct;33(9):656-60.
- ⁴⁷ Fradeani M. The application of all-ceramic restorations in the anterior and posterior regions. *Pract Proced Aesthet Dent* 2003;Suppl:13-7.
- ⁴⁸ Fernández Bodereau, Enrique. Estudio in vitro del ajuste marginal en coronas cerámicas. *Revista de la asoc. Odont. Arg Oct.-Dic1991* ; 7(4):214-20.
- ⁴⁹ Stumpel LJ 3rd, Haechler WH. The all-ceramic cantilever bridge: a variation on a theme. *Compend Contin Educ Dent* 2001 Jan;22(1):45-50, 52; quiz 54.
- ⁵⁰ Vult von Steyern P, Jonsson O, Nilner K. Five-year evaluation of posterior all-ceramic three-unit (In-Ceram) FPDs. *Int J Prosthodont* 2001 Jul-Aug;14(4):379-84.
- ⁵¹ 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 May-Jun;14(3):231-8.
- ⁵² Segal B. Retrospective assessment of 546 all-ceramic anterior and posterior crowns in a general practice. *J Prosthet Dent* 2001;85:544-50.
- ⁵³ Goodacre Ch., Bernal G., Rungcharassaeng k., Kan J. Clinical complications in fixed prosthodontics. *J Prosthet Dent* 2003;90, N1.
- ⁵⁴ 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.
- ⁵⁵ 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 Sep-Oct;16(5):474-80.

- ⁵⁶ Raigrodski A. Ask the experts. All-ceramic bridges. *J Esthet Restor Dent* 2003;15(5):261-2.
- ⁵⁷ Imanishi A, Nakamura T, Ohyama T, Nakamura T. 3-D Finite element analysis of all-ceramic posterior crowns. *J Oral Rehabil* 2003 Aug;30(8):818-22.
- ⁵⁸ Fischer H, Weber M, Marx R. Lifetime prediction of all-ceramic bridges by computational methods. *J Dent Res* 2003 Mar;82(3):238-42.
- ⁵⁹ Koutayas SO, Kern M, Ferrareso F, Strub JR. Influence of framework design on fracture strength of mandibular anterior all-ceramic resin-bonded fixed partial dentures. *Int J Prosthodont* 2002 May-Jun;15(3):223-9.
- ⁶⁰ Piddock V. Qualtrough AJE. Dental Ceramics-An update. *J. Dent.* 1990; 18: 227-235.
- ⁶¹ 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; Vol 90, N 5, 465-473.
- ⁶² McLean JW, Hughes TH. The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides. *Brit Dent J* 1965;119:251-267.
- ⁶³ McLean JW. Ceramic in clinical dentistry. *Brit Dent J.*1988;164:187-194.
- ⁶⁴ Albakry M, Guazzato M, Swain MV. Fracture toughness and hardness evaluation of three pressable all-ceramic dental materials. *J Dent.* 2003 Mar;31(3):181-8.
- ⁶⁵ Kaiyang Zeng, Agneta Odén, David Rowcliffe, Flexure teston Dental Ceramics. *The Internat. J. of Prosthodont* 1996; Vol.9, 5:434-439.
- ⁶⁶ Snyder MD, Lang BR, Razzoog ME. The efficacy of luting all-ceramic crowns with resin-modified glass ionomer cement. *J Am Dent Assoc.* 2003 May;134(5):609-12; quiz 632-3.
- ⁶⁷ Pröbster L. La influencia de diferentes cementos en la resistencia a la fractura. *The Internat. J. Of Prosthodont* 1997; Vol 10, 2:169-173.
- ⁶⁸ Stewart GP, Jain P, Hodges J. Shear bond strength of resin cements to both ceramic and dentin. *J Prosthet Dent.* 2002 Sep;88(3):277-84.
- ⁶⁹ 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 Spring;4(1):7-22.

- ⁷⁰ Tanaka A. Fabrication of a bridge using the Sunrise Metal Ceramics System. QDT Yearbook 1989;13:87.
- ⁷¹ McLean JW, Hughes H. The reinforcement of dental porcelain Whit ceramic oxides. Br Dent J 1966;119:251.
- ⁷² Beham G. A new ceramics technology. Ivoclar-Vivadent Report 1990;6:1-13.
- ⁷³ Sozio RB, Riley EJ. Shrink-free ceramic. Dent Clin North Am 1985;29:705
- ⁷⁴ Levy H. Working With the In-Ceram porcelain system. Prothese Dentaire 1990;44/45:1.
- ⁷⁵ Hobo S, Iwata T. Castable apatite ceramics as a new biocompatible restorative material. II. Fabrication of the restoration. Quintessence Int 1985; 16:207.
- ⁷⁶ Vega del Barrio, José María. Porcelanas y cerámicas actuales. RCOE, 1999;Vol 4, N°1, 41-54.
- ⁷⁷ 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 Jul;38(4):300-3.
- ⁷⁸ Gorman CM, Hill RG. Heat-pressed ionomer glass-ceramics. Part I: an investigation of flow and microstructure. Dent Mater. 2003 Jun;19(4):320-6.
- ⁷⁹ Scherrer SS, De Rijk WG. The fracture resistance of all-ceramic crowns on supporting structures with different elastic moduli. J Prosthet Dent. 1993;6:462-467.
- ⁸⁰ Fernández Bodereau Enrique (h), Naldini Pablo. Coronas de Cerámica Pura o Vitrocerámicas. . Rev. Asc. Odont. Arg. Vol.87.Nº 6. Nov-Dic 1999; 448-456.
- ⁸¹ Zhao Y, Luo X, Tian J, Wang H, Zhang Y. Research on the high strength all ceramic crown by the combination of CAD/CAM and glass infiltrated alumina blocks. Hua Xi Yi Ke Da Xue Xue Bao. 2001 Sep;32(3):438-40.
- ⁸² Reich S, Hornberger H. The effect of multicolored machinable ceramics on the esthetics of all-ceramic crowns. J Prosthet Dent. 2002 Jul;88(1):44-9.
- ⁸³ 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 Jul;88(1):4-9.
- ⁸⁴ 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 Jul;88(1):10-5.

⁸⁵ Fradeani M, Aquilano A, Corrado M. Clinical experience with In-Ceram Spinell crowns: 5-year follow-up. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2002 Dec;22(6):525-33.

⁸⁶ Yeo IS, Yang JH, Lee JB. In vitro marginal fit of three all-ceramic crown systems. *J Prosthet Dent.* 2003 Nov;90(5):459-64.

⁸⁷ Castellani D. Differential treatment planning for the single anterior crown. *Int J Periodont Rest Dent* 1990;10:230.

⁸⁸ Kancyper S., Koka S. The influence of intracrevicular crown margins on gingival health: Preliminary findings. *J Prosthet Dent* 2001;85:461-5.

⁸⁹ Sjögren G., Sletten G., Dahl J. Cytotoxicity of dental alloys, metal, and ceramics assessed by Millipore filter, agar overlay, and MTT test. *J Prosthet Dent* 2000;84:229-36.

⁹⁰ Uo M, Sjogren G, Sundh A, Watari F, Bergman M, Lerner U. Cytotoxicity and bonding property of dental ceramics. *Dent Mater.* 2003; Sep;19(6):487-92.

⁹¹ LeeRa Cho, PhD, DDS^d HoYong Song, DDS^d JaiYoung Koak, PhD, DDS^d SeongJoo Heo, PhD, DDS^d Marginal accuracy and fracture strength of ceromer/fiber-reinforced composite crowns: Effect of variations in preparation design. October 2002; Volume 88 • Number 4:388-95.

⁹² Erpenstein H., Borchard R., Kerschbaum. Long term clinical results of galvano-ceramic and glass-ceramic individual crowns. *J Prosthet Dent* 2000;83:530-4.

⁹³ 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; Jul;4(3):195-206.

⁹⁴ Raigrodski AJ, Saltzer AM. Clinical considerations in case selection for all-ceramic fixed partial dentures. *Pract Proced Aesthet Dent.* 2002; Jun-Jul;14(5):411-9; quiz 420.

⁹⁵ 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.

⁹⁶ Giordano R. A comparison of all-ceramic restorative systems. *J Mass Dent Soc.* 2002; Winter;50(4):16-20.

- ⁹⁷ Ariko K.. Evaluation of the marginal fitness of tetragonal zirconia polycrystal all-ceramic restorations. *Kokubyo Gakkai Zasshi*. 2003; Jun;70(2):114-23.
- ⁹⁸ Luthardt RG, Holzhter M, Sandkuhl O, Herold V, Schnapp JD, Kuhlisch E, Walter M. Reliability and properties of ground Y-TZP-zirconia ceramics. *J Dent Res*. 2002; Jul;81(7):487-91.
- ⁹⁹ Small BW. Avoiding failures during insertion of all-ceramic restorations. *Gen Dent*. 2001; Jul-Aug;49(4):352-4.
- ¹⁰⁰ Morig G. Aesthetic all-ceramic, restorations: a philosophic and clinical review. *Pract Proced Aesthet Dent*. 2003;Suppl:19-26.
- ¹⁰¹ 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.
- ¹⁰² 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; May-Jun;14(3):284-8.
- ¹⁰³ Clelland NL, Agarwala V, Knobloch LA, Seghi RR. Wear of enamel opposing low-fusing and conventional ceramic restorative materials. *J Prosthodont*. 2001; Mar;10(1):8-15.
- ¹⁰⁴ Mou S., Chai T., Wang J., Shiau Y. Influence of different convergente angles and tooth preparation heights on the internal adaptation of Cerec crowns. *J Prosthet Dent* 2002;87:248-55.
- ¹⁰⁵ Cheng B, Zhao Y, Wang H, Zhang J. Three-dimensional finite element stress analysis of different designs of shape in all-ceramic crowns. *Sichuan Da Xue Xue Bao Yi Xue Ban*. 2003; Apr;34(2):265-6.
- ¹⁰⁶ Donovan TE, Cho GC. The role of all-ceramic crowns in contemporary restorative dentistry. *J Calif Dent Assoc*. 2003; Jul;31(7):565-9.
- ¹⁰⁷ Mu Y, Chao Y, Liao Y, Meng Y. Relationship between the infiltration arts and penetration depth of molten glass into aluminum oxide matrix. *Hua Xi Yi Ke Da Xue Xue Bao*. 2002;Apr;33(2):212-4, 237.
- ¹⁰⁸ Pelletier LB, Giordano RA, Campbell SD, Prober RL. Dimensional and compositional analysis of In-Ceram alumina and die material (Abstract no 1180). *J Dent Res (Special Issue)*1992;71:253.
- ¹⁰⁹ Aclaren E., White S. Survival of In-ceram crowns in private practice: A prospective clinical trial. *J Prosthet Dent* 2000;83:216-22.

- ¹¹⁰ Albakry M, Guazzato M, Swain MV. Biaxial flexural strength, elastic moduli, and x-ray diffraction characterization of three pressable all-ceramic materials. *J Prosthet Dent*. 2003 Apr;89(4):374-80.
- ¹¹¹ Feller C., Gorab R. Actualizacáo na Cínica Odontológica. Artes Médicas. Sao Paulo.2000.Volumen I.
- ¹¹² Carossa S, Lombardo S, Pera P, Corsalini M, Rastello ML, Preti PG. Influence of posts and cores on light transmission through different all-ceramic crowns: spectrophotometric and clinical evaluation. *Int J Prosthodont*. 2001 Jan-Feb;14(1):9-14.
- ¹¹³ Gemalmaz D.,Ergin S. Clinical evaluation of all-ceramic crowns. *J Prosthet Dent* 2002;87:189-96.
- ¹¹⁴ Brix O, Mayer H, Stryczek K. Restauraciones íntegramente cerámicos con Empress-2. *Quintessence técnica (ed. esp.)* Vol. 11, Nº 5. Mayo 2000. 245-261.
- ¹¹⁵ Fradeani Mauro, Aquilano Augusto. Clinical Experience with Empress Crowns. *The International Journal of Prosthodontics*.1997. 10,3:241-247.
- ¹¹⁶ Andersson M. Odén A.: A new all-ceramic crown. A dense-sintered, high-purity alumina coping With porcelain. *Acta Odontol Scand* 1993, 51: 59-64.
- ¹¹⁷ Odman P, Andersson B. Procera AllCeram crowns followed for 5 to 10.5 years: a prospective clinical study. *Int J Prosthodont*. 2001 Nov-Dec;14(6):504-9.
- ¹¹⁸ Valdivia J., López J C., Parrochia J P. Corona Procera all-Ceram: Procedimiento Clínico. *Revista de Pótesis Oseointegrada* 1999; 3:47-56.
- ¹¹⁹ Odén A., Andersson M., Krystek-Ondracek I., Magnusson D. Five-year clinical evaluation of Procera AllCeram crowns. *J Prosthet Dent* 1998;80:450-6.
- ¹²⁰ May K., Russell M., Razzoog M., Lang B. Precision of fit: The Procera AllCeram crown. *J Prosthet Dent* 1998;80:394-404.
- ¹²¹ Boening K., Wolf B.,Schmidt A. Clinical fit of Procera AllCeram crowns. *J Prosthet Dent* 2000;84:419-24.
- ¹²² Pröbster Lothar. La evolución de la restauración cerámica sin metal. Resumen histórico (y II). *Quintessence (ed. esp.)* 1998.Vol. 11, Num 9, 587-595
- ¹²³ Wagner, WC, Chu TM. Biaxial flexural strength and indentation fracture toughness of three new dental core ceramics. *The J of Prost Dent* August 1996.
- ¹²⁴ Ludwig K. Análisis de la resistencia a la rotura de las coronas de cerámica sin metal. *Dental Labor*, XXXIX, Nº 5/1991,647-651.

- ¹²⁵Webber 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.)
- ¹²⁶ Cattell MJ, Clarke RL, Lynch EJ. The biaxial flexural strength and reliability of four dental ceramics--Part II. J Dent. 1997 Sep;25(5):409-14.
- ¹²⁷ 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 Sep;24(9):673-6, 678, 680-3; quiz 684.
- ¹²⁸ 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 Jan-Feb;15(1):9-13.
- ¹²⁹ Mak.M, Qualtrough A, Burke F. The effect of different ceramic materials on the fracture resistance of dentón-bonded crowns. Quintessence Internacional, Vol 28, 3,1997. 197-203.
- ¹³⁰Rosentritt 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 Sep-Oct;13(5):387-91.
- ¹³¹ Gavellis JR, Morency JD, Riley ED, Sozio RB. The effect of various finís line preparations on the marginal seal and occlusal SEAT of full crown preparations. The Journal of Prosthetic Dentistry. 2004;92,1.371-379.
- ¹³² Ibañez Claudio. Análisis de la resistencia a la fractura de las incrustaciones funcionales vitrocerámicas elaboradas mediante sistema de inyección. Trabajo de tesis Doctoral. Facultad de Odontología de la Universidad Nacional de Córdoba, Junio de 1999.
- ¹³³ Andersson M, Razzoog M, Oden A, Hegenbarth E. PROCERA: A new way to achieve an all-ceramic crown, Quntessence Int 1998;29:285-296.
- ¹³⁴ Neiva G, Yaman P, Dennison J, Razzoog M, Lang B. Rasistance to fracture of Three All-Ceramic Systems. J. of Prost. Dent. Vol 10 N° 2, 1998. 60-66.
- ¹³⁵ Pallis Konstantinos, Griggs Jason A., Woody Ronald, Guillen Guillermo, Miller Amp. Fracture resistance of three all-ceramic restorative systems for posterior applications. J Prosthet Dent. 2004 JUN;91(6):561-569.
- ¹³⁶ 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 May;89(5):479-88.

- ¹³⁷ Fernández Bodereau E Jr. Estudio de tracción y efecto de los agentes de acoplamiento sobre porcelana grabada. *Avances en Odontoestomatología*. 1990; 6:261-9.
- ¹³⁸ 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 Jul;30(7):758-64.
- ¹³⁹ Pospiech P. All-ceramic crowns: bonding or cementing? *Clin Oral Investig*. 2002 Dec;6(4):189-97. Epub 2002 Nov 21.
- ¹⁴⁰ Della Bona A, Anusavice KJ. Microstructure, composition, and etching topography of dental ceramics. *Int J Prosthodont*. 2002 Mar-Apr;15(2):159-67.
- ¹⁴¹ 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 May-Jun;13(3):221-6.
- ¹⁴² Dwan A, Yaman P, Razzoog ME, Wang RF. Effect of cement on fracture resistance of all-ceramic crowns. *J Dent Res* 1996;75:284(Abstract N° 2136).
- ¹⁴³ Pröbster L. La influencia de diferentes cementos en la resistencia a la fractura. *The Internat. J. Of Prosthodont*. Vol 10, 2 1997:169-173.
- ¹⁴⁴ Vlachodimitropoulos H, Wilson PR. Characterization of the Development of Elasticity in Dental luting Cements. *J. Dent*. 1998; 26: 173-6.
- ¹⁴⁵ Hwang JW, Yang JH. Fracture strength of copy-milled and conventional In-Ceram crowns. *J Oral Rehabil*. 2001 Jul;28(7):678-83.
- ¹⁴⁶ Kraus BS, et al. *Dental anatomy and occlusion*. Baltimore, 1969. The Williams & Wilkins Co.
- ¹⁴⁷ Ricketts Robert. *Técnica bioprogresiva de Ricketts*. Ed Médica panamericana 1983. Buenos Aires.
- ¹⁴⁸ Peña-Lopez J, Cabricano-Penanes V, Villa-Vigil M, Toledano-Perez M. Análisis comparativo "in vitro" de las técnicas adhesivas seca y húmeda mediante adhesivo ScotchBond MultiPurpose. *RCOE*, 1999, Vol 4 N° 2, 125-133.
- ¹⁴⁹ Shane N. White, Zhaokun Yu, Jeff F, Sumalee S. In vivo marginal adaptation of cast crowns luted with different cements. *The journal of Prosthetic Dent*. 1995;74:25-32.
- ¹⁵⁰ White et al. In vivo marginal adaptación of cast crowns luted with different cements. *The journal of Prosthetic Dent*. , Vol: 74, N° 1, July 1995, 25-31.

- ¹⁵¹ Hahn P, et al. Effect of different luting procedures on the seating of ceramic inlays. *J Oral Rehabil.* 2000 Jan;27(1):1-8.
- ¹⁵² Isenberg BP. Evaluation of microleakage in ceramec restorations. *J Tenn Dent Assoc.* 1994 Oct;74(4):44-6.
- ¹⁵³ Fernández Bodereau Enrique (h), Ibañez Claudio. Analisis comparativo de adaptación marginal “in situ” en restauraciones cerámicas y metálicas. *Avances en odontoestomat.* 1992,8:619-624.
- ¹⁵⁴ Groten M., Axmann D., Pröbster L., Weber H. Determination of the minimum number of marginal gap measurements required for practical in vitro testing. *J Prosthet Dent* 2000;83:40-9.
- ¹⁵⁵ Werner H. Mörmann. Precisión de tallado y exactitud de adaptación de incrustaciones hechas con cerec 2 CAD-CIM (DAC-FIC). *JADA (Ed. Arg.)*, Vol. 1,Nº4,Sept/Oct 1997.25-31.
- ¹⁵⁶ Girauo Eduardo. (Título) Trabajo de tesis Doctoral. Facultad de Odontología de la Universidad Nacional de Córdoba, 1989.
- ¹⁵⁷ Patel S, Saunders W, Burke F. Microleakage of dentin-bonded crowns placed with different luting materials. *Am J Dent* 1997; 10: 179-183.
- ¹⁵⁸ Malean Jw, von Fraunhofer JA. Tha estimation of cement film Thickness by an in vivo technique. *Br dent J* 1971;131:107-111.
- ¹⁵⁹ Prbster L. Compressive strength of two modern all-ceramics crowns. *Int J Prosthodont* 1992;5:409-14.
- ¹⁶⁰ Waltimo A, Nystrom M, Kononen M. Bite force and dentofacial morphology in men with severe dental attrition. *Scand J Dent Res.* 1994 Apr;102(2):92-6.
- ¹⁶¹ Yildirim M, Fischer H, Marx R, Edelhoff D. In vivo fracture resistance of implant-supported all-ceramic restorations. *J Prosthet Dent.* 2003 Oct;90(4):325-31.
- ¹⁶² Misch Carl. *Implantología contemporánea.* Mosby 1995; España.
- ¹⁶³ Craig RG.: *In restorative dental Material.* Ed 6, St Louis, 1980,CV Mosby, p 60.
- ¹⁶⁴ Neiva G. Resistance to fracture of three al-ceramic systems. *J Esther Dent* 1998;10:60-6.
- ¹⁶⁵ 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 Jan-Feb;16(1):54-8.

- ¹⁶⁶ Wall JG et al. Incisal-edge strength of porcelain laminate veneers restoring mandibular incisors. *Int J Prosthodont.* 1992. 5, 441-46
- ¹⁶⁷ Andreasen FM. Et al. Treatment of crown factured incisors with laminate veneers restorations an experimental study *Endod Dent Traumatol.* 1992. 8, 30-5.
- ¹⁶⁸ Castenuovo J et al. Fracture load and mode of failure of ceramic veneers with different preparations. *J Prosthet Dent.* 2000. 83,171-80.
- ¹⁶⁹ 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 Feb;89(2):154-60.
- ¹⁷⁰ Piemjai M.Effect of seating force, margin design, and cement on marginal seal and retention of complete metal crowns. *Int J Prosthodont.* 2001 Sep-Oct;14(5):412-6.
- ¹⁷¹ Zahara V, Macchi R. Espesor de película de cementos resinosos bajo la aplicación de diferentes cargas. *Revista Asoc. Odont. Arg.* 2006; Vol. 94, N°4:307-310.
- ¹⁷² 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 Jun;91(6):554-60.
- ¹⁷³ Friedlander LD, Munoz CA, Goodacre CJ, Doyle MG, Moore BK. The effect of tooth preparation design on the breaking strength of Dicor crowns: part 1. *Int J Prosthodont* 1990;3:159-68.
- ¹⁷⁴ Doyle MG, Munoz CA, Goodacre CJ, Friedlander LD, Moore BK. The effect of tooth preparation design on the breaking strength of Dicor crowns: 2. *Int J Prosthodont* 1990;3:241-8.
- ¹⁷⁵ 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.
- ¹⁷⁶ Dilmener FT, Sipahi C, Dalkiz M. Reistance of three new esthetic post-and-core systems to compressive loading.*J Prosthet Dent.* 2006 Feb;95(2):130-6.
- ¹⁷⁷ 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 Apr;89(4):368-73.

- ¹⁷⁸ Gomes J, Kina S. La adhesión en Prosthodoncia fija. En libro Adhesión en Odontología Restauradora / Gilberto Hinojosa. CDD(20^aed.)617.675. ALODIB. Editora Maio, 2003.367-395.
- ¹⁷⁹ Attia A, Kern M. Fracture strength of all-ceramic crowns luted using two bonding methods. *J Prosthet Dent.* 2004 Mar;91(3):247-52.
- ¹⁸⁰ Zidan O, Ferguson GC. The retention of complete crowns prepared with three different tapers and luted with four different cements. *J Prosthet Dent.* 2003 Jun;89(6):565-71.
- ¹⁸¹ Cosme DC, Baldissotto SM, Canabarro Sde A, Shinkai RS. Bruxism and voluntary maximal bite force in young dentate adults. *Int J Prosthodont.* 2005 Jul-Aug;18(4):328-32.
- ¹⁸² Williamson EH, Lundquist DO: Anterior guidance: its effect on electromyographic activity of the temporal and masseter muscles, *J Prosthet Dent* 49:816-823, 1983.
- ¹⁸³ Belser H: The influence of altered working side occlusal guidance on masticatory muscle and related jaw movement. *J Prosthet Dent* 53.3, 1985.
- ¹⁸⁴ Okeson Jeffrey P. Edición en Español. Mosby-Doyma Libros, S. A. Madrid. España. 1995.
- ¹⁸⁵ 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 Jan-Feb;14(1):65-70.
- ¹⁸⁶ Coca, I. Schwickerath, H. Zur Beanspruchung von Kronen im Frontzahnbereich. *Dtsch. Zahnärztl. Z.*42, 339. 1987.
- ¹⁸⁷ 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 Sep-Oct;16(5):538-42.
- ¹⁸⁸ Leevailoj C, Platt JA, Cochran MA, Moore BK. In vitro study of fracture incidence and compressive fracture load of all-ceramic crowns cemented with resin-modified glass ionomer and other luting agents. *J Prosthet Dent.* 1998 Dec;80(6):699-707.
- ¹⁸⁹ Gu XH, Kern M. Marginal discrepancies and leakage of all-ceramic crowns: influence of luting agents and aging conditions. *Int J Prosthodont.* 2003 Mar-Apr;16(2):109-16.

- ¹⁹⁰ Gu XH, Matthias K K. A comparative study of marginal microleakage using three different cements in ceramic crowns. *Zhejiang Da Xue Xue Bao Yi Xue Ban*. 2002 Jun;31(3):199-201.
- ¹⁹¹ Fleming GJ, Narayan O. The effect of cement type and mixing on the bi-axial fracture strength of cemented aluminous core porcelain discs. *Dent Mater*. 2003 Jan;19(1):69-76.
- ¹⁹² Kent L, Knoernschild, Stephen D, Campbell. Periodontal tissue responses after insertion of artificial crowns and fixed partial dentures. *J Prosthet Dent* 2000;84:492-8.
- ¹⁹³ Belser UC, MacEntee MI, Richter WA. Fit of three porcelain-fused-to-metal margin designs in vivo: a scanning electron microscopy study. *J Prosthet Dent* 1985;53:24-9.
- ¹⁹⁴ Cern M, Scaller H-G, Strub JR. Marginal fit of restorations before and after cementation in vivo. *Int J Prosthodont* 1993;6:585-91.
- ¹⁹⁵ Chan C, Haraszthy G, Geis-Gestorfer J, Webber H. Scanning electron microscopic studies of the marginal fit of three esthetic crowns. *Quintessence Int* 1989;20:189-93.
- ¹⁹⁶ Byrne G. Influence of finish-line geometry on crown cementation. *Int J Prosthodont* 1992;5:137-44.
- ¹⁹⁷ Gry NJ, Piddock V, Wilson MA. In Vitro comparison of conventional crowns and a new all-ceramic system *J Dent* 1993;21:47-51.
- ¹⁹⁸ Klaus W, Boening, Burkhard H, Wolf, Annette E, Schmidt, Kathleen Kästner, Michael H, Walter. Clinical fit of Procera AllCeram crowns. *J Prosthet Dent* 2000;84:419-24.
- ¹⁹⁹ Yeo IS, Yang JH, Lee JB. In vitro marginal fit of three all-ceramic crown systems. *J Prosthet Dent*. 2003 Nov;90(5):459-64.
- ²⁰⁰ Beschmidt SM, Strub JR. Evaluation of the marginal accuracy of different all-ceramic crown systems after simulation in the artificial mouth. *J Oral Rehabil* 1999;26:582-593.
- ²⁰¹ Sulaiman Frankie, Chai J, Jameson L, Wozniak W. A comparison of the Marginal fit of In-ceram, IPS Empress, and Procera Crowns. *Int J Prosthodont* 1997;10:478-484.

²⁰² Quintas AF, Oliveira F, Bottino MA. Vertical marginal discrepancy of ceramic copings with different ceramic materials, finish lines, and luting agents: an in vitro evaluation. J Prosthet Dent. 2004 Sep;92(3):250-7.

²⁰³ Wostmann Bernd et al. Influence of margin design on the fit of high-precious alloy restorations in patients. Journal of Dentistry (2005) 33, 611-618.

²⁰⁴ May Kenneth et al. Precision of fit: The Procera AllCeram crown. J Prosthet Dent 1998;80:394-404.