



Universidad
Nacional
de Córdoba



UNIVERSIDAD NACIONAL DE CÓRDOBA

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

ESCUELA DE POSGRADO

**“EVALUACIÓN IN VITRO DE LA RESISTENCIA A LA
FRACTURA DE CARILLAS FUNCIONALES CERÁMICAS,
CON DIFERENTES DISEÑOS DE TALLADO PALATINO”**

TESISTA:

OD. JOSÉ ARTURO CACCIAMANO

DIRECTOR:

PROF. DR. Claudio A. A. Ibáñez

CÓRDOBA, 2017



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
ESCUELA DE POSGRADO

Trabajo de tesis para optar al título de Doctor en Odontología.

**“Evaluación in vitro de la resistencia a la fractura de
carillas funcionales cerámicas, con diferentes
diseños de tallado palatino”.**

Doctorando: Od. Cacciamano José Arturo

Director de Tesis: Profesor Dr. Ibáñez, Claudio A. A.

Co-Directora: Profesora Dra. Urquía Morales, María del Carmen

2017

Comisión de Tesis

Prof. Dr. Juan Carlos Albera

Prof. Dr. Enrique Fernández Bodereau

Prof. Dra. Agustina Reynoso (Fac. de Odontología Universidad de Rosario)

Jurado

Prof. Dr. Juan Carlos Albera

Prof. Dr. Enrique Fernández Bodereau

Prof. Dra. Andrea Kaplan

Dedicatoria

A **Laura**, mi amada esposa: maravillosa mujer, parte de mi ser, acompañante en todo momento, también en este trabajo.

A mis queridas hijas: **Virginia, Melina, Marianela, Yamila y Trinidad**, razones de mi entrega cotidiana.

A mis padres: **Josefa**, orientadora de vocación; **Mario**, testimonio de vida y guía desde el cielo.

A mis hermanos: **Luis, Carlos, Miguel, Mario, Jorge, Domingo y Gabriela**, baluartes espontáneos y presentes en todo momento.

A **Hugo y Nelly**: solidarios con mi felicidad.

Agradecimientos

A Dios, por el don de la vida e invitarme ser instrumento de su AMOR, como testimonio de su infinita bondad y grandeza, descubriendo sus maravillas a través de este humilde trabajo.

A la Facultad de Odontología, a la Sra. Decana, Prof. Dra. Mirta Mónica Spadiliero de Lutri, y sus autoridades, por ofrecerme la posibilidad de crecer en la docencia y la profesión.

A la Prof. Dra. Elba Gladys Priotto y al Consejo de Dirección de la Escuela de Posgrado: por receptar y comprender las necesidades requeridas para iniciar continuar y concluir el estudio.

A la Prof. Dra. María Del Carmen Visvisián y al consejo directivo de la facultad de odontología, por ella dirigido en ese momento, quienes aprobaron el inicio de este trabajo.

A los integrantes de la comisión de tesis y Jurado:

Prof. Dr. Juan Carlos Albera

Prof. Dr. Enrique Fernández Bodereau

Prof. Dra. Agustina Reynoso

Prof. Dra. Andrea Kaplan

Quienes supieron guiar y corregir este trabajo generosamente.

Al Prof. Dr. Claudio Arturo Ibáñez: director, maestro y colaborador desde el inicio al final. Gracias Dr. además por su tiempo y por brindarme recursos esenciales.

A la Prof. Dra. María del Carmen Urquía Morales: codirectora, instructora permanente en los avances del proyecto de Tesis. Gracias Dra. por transmitirme gentilmente sus conocimientos.

Al Área de Biología Odontológica (ABO):

Prof. Dr. Rubén Hugo Ponce: experto científico, quien supo orientar mis decisiones.

Ing. Luis Croharé: invaluable colaborador en la medición de muestras, ensayos, análisis estadístico y asesor permanente.

Guillermo Ariel Getar: quien pudo finalizar los últimos ensayos en forma minuciosa.

Al Prof. Dr. Carlos Alberto Bornancini: por abrirme las puertas de su cátedra y su espontanea cooperación en la recolección de muestras.



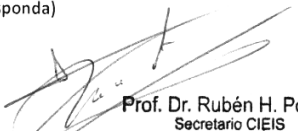
A mis compañeros de trabajo de la cátedra de Prostodoncia I A, constantes motivadores de los avances. Los doctores: José, Gustavo, Diego, Gladys, Mercedes, Lucas, César, Agustín y Nidia nuestra secretaria.

A las secretarias de la Escuela de Posgrado: Liliana y Sofía, por responder siempre con buen ánimo inquietudes y lograr el vínculo correcto con las autoridades, transmitiendo verazmente mis solicitudes.

Al personal de la Biblioteca, quienes colaboraron en la búsqueda de bibliografía y artículos científicos prontamente.

Al Pbro. Alejandro Raviolo: guía espiritual, amigo y fotógrafo de este trabajo. Junto a él, familiares y amigos por el constante entusiasmo transmitido.

A mi amada esposa y mis cinco hijas que participaron socorriéndome en los momentos de ahogo. LAS AMO.

  <p>COMITÉ INSTITUCIONAL DE ETICA EN INVESTIGACION EN SALUD (CIEIS) FACULTAD DE ODONTOLÓGIA. UNC</p>		
ODO CIEIS N°:	84	
Título del Proyecto	Evaluación in vitro de la resistencia a la fractura de carillas funcionales cerámicas, con diferentes diseños de tallado palatino.	
Investigador principal	José A. Cacciamano	
Director responsable	Claudio A. A. Ibáñez	
Trabajo Patrocinado	Describir brevemente: No es patrocinado	
Material biológico de origen humano	Describir brevemente (tipo de Investigación): Se propone evaluar la influencia del diseño palatino de la restauración en la resistencia a la carga, en sistemas de carillas funcionales confeccionadas con sistemas de inyección con el sistema CAD/CAM.	
<p>Resolución Final:</p> <p>El CIEIS-Facultad de Odontología, en reunión plenaria, ha decidido APROBAR el protocolo de referencia, según consta en el Libro de Actas N° 64 con fecha 04 de noviembre de 2014.</p> <p>La investigación cumple con las disposiciones y regulaciones provinciales nacionales e internacionales que salvaguardan los derechos de los participantes en la investigación clínica.</p> <p>El investigador responsable deberá notificar a este Comité en los formularios correspondientes:</p> <ul style="list-style-type: none"> • El inicio de la ejecución del estudio dentro de las 72 horas. • El informe de avance de reclutamiento anual en donde se incluirá el estado de progreso del protocolo y cualquier otra situación que modifique el curso de la investigación y/o revista mayor seguridad para los participantes. • Los eventos adversos serios dentro de los 10 días hábiles de ocurrido el evento. • Las enmiendas realizadas en el protocolo de manera oportuna y para su aprobación. • La suspensión o cancelación del estudio de manera inmediata. • El informe de finalización de la investigación. <p>De no cumplimentar con los requisitos solicitados, en un tiempo menor a 3 meses, se comunicará al CoEIS el no cumplimiento de los requisitos éticos necesarios para realizar los estudios planteados en el proyecto.</p>		
	<p>Firma Coordinador (o en su reemplazo quien corresponda)</p>  <p>Prof. Dr. Rubén H. Ponce Secretario CIEIS</p>	<p>Lugar y Fecha</p> <p>Córdoba, 04/11/2014</p>

ÍNDICE

Resumen	8
Abstract	10
Introducción	12
Marco teórico	15
Objetivos	23
Materiales y métodos	24
Resultados	33
Discusión	51
Conclusión	59
Bibliografía	60

RESUMEN

La nueva generación de materiales cerámicos brinda interesantes opciones de tratamiento que permiten resolver situaciones en forma segura y conservadora como son las carillas. Esto, fundamenta el estudio de su comportamiento cuando se utilizan en elementos dentarios anteriores, con posibilidades de utilizar diferentes técnicas de fabricación y distintas preparaciones dentarias.

Una comprensión más estrecha de la dinámica de los materiales con respecto al diseño de la restauración es necesaria para permitir que estas se realicen en forma más eficiente clínicamente.

Objetivo: Este estudio experimental in vitro evaluó la influencia del diseño palatino en la resistencia a la fractura, de carillas cerámicas.

Materiales y métodos: La muestra estuvo compuesta por 80 incisivos centrales superiores, libres de caries, sobre los que se realizaron preparaciones dentarias para carillas, conformando cuatro grupos de 20 muestras c/u.

Los dientes fueron preparados en su porción vestibular, incisal y palatina. Esta última cara, marcó la diferencia en cada grupo: Grupo I (Control): con desgaste del borde incisal de 1,5mm, y en palatino 3mm de longitud y 0,5mm de profundidad con chaflán; Grupo II: desgaste del borde incisal de 1,5mm, sin chaflán en palatino; Grupo III: desgaste del borde incisal de 1,5mm con chaflán palatino. Grupo IV: desgaste del borde incisal de 1,5mm con bisel cóncavo palatino.

Las muestras fueron impresionadas con silicona y vaciadas con yeso piedra.

Se las dividió en dos subgrupos según el procedimiento utilizado: a) Cad/Cam (Sistema Cerec/Alemania) y b) Inyectada (IPS e. max Press Ivoclar-Vivadent). Las carillas fueron cementadas con resina de fotopolimerización, (Variolink NLC+1Ivoclar-Vivadent) en los dientes correspondientes.

Una vez conformada, fueron ubicadas y adaptadas a un dispositivo *ad-hoc* para ser sometidas a carga progresiva y antagónica, con velocidad de 0,5 mm por minuto en una máquina de ensayo universal, Digimes M-8000, hasta producir la fractura.

Resultados: Fueron analizados mediante Anova de dos vías y HSD de Tukey, los valores medios de resistencia a la fractura observadas fueron: Grupo I (611,5N), Grupo II (608,3N), Grupo III (660,8N), Grupo IV (688,2N) y en los subgrupos A y B (710,1N-512,9N); (563,1N-653,5N); (568,3N-753,3N) y (799,9N-576,5N) para los

Grupos I, II, III, y IV respectivamente. No se encontraron diferencias significativas entre grupos ($p=0,730$), ni entre subgrupos ($p=0,542$) pero sí, en la interacción de factores ($p=0,037$).

Conclusiones: el tipo de diseño de la preparación dentaria y el material utilizado, no influyeron significativamente, en la resistencia a la fractura de carillas cerámicas. Se verificó, una interacción significativa entre los factores, grupo y subgrupo ($p=0,037$), De todas las combinaciones, desgaste del borde incisal de 1,5mm con bisel cóncavo palatino, que utilizó carillas cerámicas moldeadas con sistema Cad/Cam, (GIV-A), fueron las que obtuvieron los mejores resultados.

ABSTRACT

The new generation of ceramic materials provides interesting treatment options that allow the resolution of situations safely and conservatively, such as ceramic veneers. This study supports its behavior when used in previous dental elements, with the possibility of employing different manufacturing techniques and different tooth preparations. A closer understanding of the dynamics of materials regarding the design of the restoration is needed to allow these restorations to be performed clinically and more productively.

Objective: This in vitro experimental study evaluated the influence of the palatal design on the fracture resistance of ceramic veneers.

Materials and methods: The sample was composed of 80 upper central incisors caries free, on which dental veneers preparations were made, forming four groups of 20 samples each.

These teeth were prepared in the vestibular, incisal and palatal portion. The latter face, made the difference in each group: Group I (Control) with incisal wear of 1.5mm and 3mm in length and palatal depth 0.5mm chamfered; Group II: incisal wear of 1.5mm without chamfer in palatal; Group III: incisal wear of 1.5mm with palatal chamfer. Group IV: incisal wear 1.5mm with palatal concave bevel. Afterwards, they were impressed with silicone plaster casts stone. These were divided into two subgroups according to the ceramics used: a) Cad / Cam (Cerec / Germany System) and b) Injected (IPS e. max Press Ivoclar-Vivadent.). Veneers were cemented with light curing resin cement, (Variolink N LC Ivoclar-Vivadent + 1) in the corresponding teeth. The samples were placed and adapted to an ad-hoc device to be subjected to progressive and antagonistic load, at a speed of 0.5mm per minute on a test machine Digimes M-8000, to produce the fracture.

Results: The results were analyzed through a two-way Anova and HSD Tukey, the mean values of fracture toughness observed were: Group I (611.5N), Group II (608.3N), Group III (660,8N) Group IV (688.2N) and in subgroups A and B (710.1N-512.9N); (563.1N-653.5N); (568.3N-753.3N) and (799.9N-576.5N) for Groups I, II, III, and IV respectively. There were no significant differences between groups ($p=0.730$) or subgroup ($p=0.542$), but there was a significant difference between factors ($p=0.037$).

Conclusions: the type of tooth preparation design and the material used have no significant impact on the fracture resistance of ceramic veneers. A significant interaction between factors, group and subgroup ($p=0.037$) was verified. From all of the

combinations, the incisal wear of 1.5mm with palatal concave bevel, in which molded ceramic veneers Cad / Cam system was used (G IV A), was the one that obtained the best results.

INTRODUCCIÓN

El uso de la porcelana como material de elección para la elaboración de restauraciones protéticas libres de metal, en los últimos años, se ha visto incrementado debido a un gran desarrollo de diferentes sistemas de cerámica (1), en relación a mejoras en las propiedades de sus componentes como también nuevas técnicas de laboratorio (2), lo que proporciona al clínico una alternativa más estética y duradera, tanto en el sector anterior como posterior, logrando principalmente satisfacer la demanda de los pacientes (3).

Dentro de estas reconstrucciones se incluyen tratamientos confiables pero invasivos, como restauraciones coronarias completas (4,5), que implican la eliminación de grandes cantidades de tejido dentario sano, con posibles efectos adversos sobre la pulpa, encía y biomecánica coronaria (6) y tratamientos conservadores, como las carillas cerámicas, con distintas modalidades de tratamiento, preservando la estructura dentaria sana (7), logrando óptimos resultados estéticos y funcionales (8,9). Fig.1



Fig.1: Carilla cerámica

Los avances en los sistemas adhesivos y el progreso tecnológico para el manejo de la nueva generación de porcelanas, han afirmado la demanda creciente en el tratamiento de elementos dentarios con carillas de porcelana (10).

Con el paso del tiempo hasta la actualidad, han ido cobrando mayor aceptación por parte del profesional odontólogo, de forma tal que su indicación es amplia y variada, fundamentalmente en los tratamientos de elementos dentarios anteriores (11).

Tienen un excelente resultado demostrado en estudios longitudinales, con promedios bajos en lo que hace a su descementación, microfiltración, fracturas y caries dental (12).

Morimoto S y colaboradores, en una revisión sistemática y un metanálisis, basados en ensayos clínicos, concluyeron que la fractura fue la complicación más frecuente, no obstante evidenciaron ser una opción de tratamiento segura que preserva la estructura dental. (13)

La aplicación de las carillas como restauraciones protéticas, se realizaban anteriormente sobre mínimas preparaciones o sobre elementos dentarios sin preparar (14,15).

Estudios actuales han demostrado que la durabilidad, cuando se instalan en elementos dentarios preparados previamente, favorece la estética y aumenta la resistencia a la fractura (8).

La preparación dentaria deberá ser controlada en cuanto a su profundidad y extensión y lograr una reducción vestibular consistentemente uniforme (16), cuya extensión se ha demostrado favorable cuando se limita al esmalte dentario (17,18), ya que se recomiendan debido a la alta resistencia de unión, involucrando procedimientos de adhesión brindando resistencia a la desunión mayor que en dentina (19,20), con altas tasas de supervivencia a largo plazo (21,22).

La preparación para carillas de porcelana se debe hacer en forma meticulosa para mantener la preparación por completo en esmalte (23). Sin embargo, la exposición de cantidades considerables de dentina suele ser inevitable durante la preparación, especialmente a lo largo de las áreas, cervical y proximal (24).

La no preparación dentaria se aplica cuando el esmalte está afectado por el desgaste, el trauma y la abrasión, así como en pacientes que rechazan cualquier reducción o preparación de los dientes. (25)

No obstante, la principal ventaja respecto a las restauraciones coronarias totales es evitar extender los márgenes de las preparaciones en forma innecesaria (26) y de esta manera reforzar el tejido dentario remanente (4,6,). Con esta visión conservadora se pueden lograr resultados positivos estéticos y funcionales, señalados por Magne y colaboradores quienes han demostrado la eficacia de la porcelana sobre esmalte, "tan fuerte como la dentición natural" (9).

Con el paso del tiempo se vio incrementado el estudio de la aplicación de carillas en la porción coronaria de dientes anteriores (27), dando como resultado nuevos diseños de

preparación, presentados en la literatura (28), obedeciendo a diversos factores tales como las propiedades del material cerámico, el color de la estructura dental restante, la necesidad de alterar el contorno dental, la técnica de fabricación de laboratorio y las relaciones oclusales. (29)

Dado que la alta tasa de fracaso en las restauraciones está relacionada con la dentina expuesta, la técnica de preparación se considera como el factor más determinante para la longevidad de la chapa laminada de porcelana. (30)

MARCO TEÓRICO

Carillas de porcelanas puras (CPP), también llamadas veneers de porcelana, frentes laminados de porcelana o carillas tipo Horn, se comenzaron a utilizar en 1938 en áreas de la cinematografía por Charles Pincus (31), con finalidad cosmética, eran adheridas en forma temporaria a la superficie vestibular de los dientes anteriores.

A través de los años con las investigaciones de Buonocuore 1955 (32), Bowen (33) y Horn 1983 (34), se clarificó la utilización clínica de las mismas.

Calamia (1984) describió por primera vez el tratamiento de la porcelana con ácido fluorhídrico y silano para crear una interface adhesiva, que sirve como base a estas restauraciones cerámicas (5).

En la actualidad se dispone de variados materiales de cerámica dental y diferentes criterios de clasificación de las mismas, para lo cual se tiene en cuenta su composición química, técnica de confección, su temperatura de sinterización, el grado de translucidez y resistencia a la fractura (35, 36).

De estos criterios de clasificación seleccionaremos solamente los que tienen en cuenta su composición química y técnica de confección.

Clasificación de la cerámica dental según su composición química

Los materiales cerámicos son de naturaleza inorgánicos (37), constituidos por elementos no metálicos en su mayor proporción, obtenidos por la acción del calor y transformados en estructuras cristalinas parciales o totales (38,39).

En su gran mayoría son materiales, formados por una estructura mixta, constituida por una matriz vítrea en la que se encuentran inmersas partículas cristalizadas de minerales. Por lo tanto, su microestructura quedará conformada por una fase vítrea responsable de la estética y otra fase cristalina responsable de la resistencia. En la actualidad se pueden distinguir por su composición química en tres grandes grupos: feldespáticas, aluminosas y circonia.

Cerámicas feldespáticas

Las primeras porcelanas de uso dental contenían los tres elementos básicos feldespato, cuarzo y caolín. Con el paso del tiempo se fueron modificando hasta obtener en la actualidad las cerámicas feldespáticas, formadas por un magma de feldespato con partículas de cuarzo dispersas, y caolín en menor medida. El feldespato es el responsable de la translucidez ya que se descompone en vidrio. El cuarzo representa la fase cristalina que le brinda propiedades de resistencia. El caolín le da plasticidad y permite el manejo de la cerámica previo a su cocción. Otros componentes adicionales son el fundente y pigmentos.

Pueden resultar frágiles en la función oclusal, por tal motivo se utilizan recubriendo una estructura metálica o cerámica de mayor resistencia.

Se han encontrado nuevos materiales que las pueden reforzar, es así que surgieron las porcelanas feldespáticas de alta resistencia las que poseen en su estructura determinados elementos que aumentan su resistencia mecánica. Ejemplos:

- Optec-HSP (Jeneric), Fortress (MyronInt), Finesse AllCeramic (Dentsply) e IPS Empress I (Ivoclar): Con micro cristales de leucita que contrarrestan la propagación de las grietas.
- IPS Empress II (Ivoclar): Con cristales de disilicato de litio, (60-65%) (1,40) y ortofosfato de litio que mejoran la resistencia y a la vez la opacidad de la masa por tal motivo solamente se las utiliza como estructura interna de la restauración cerámica feldespática convencional.
- IPS e.max Press: “Las pastillas IPS e.max Press (LS₂) de disilicato de litio están disponibles en 5 niveles de translucidez y una versión Impulse. Las pastillas policromáticas IPS e.max Press Multi, son particularmente atractivas ya que presentan una progresión del color natural.” (41). Dentro de estas cerámicas se encuentran las pastillas IPS e.max Press HT A3, utilizadas en este estudio.
- IPS e.max Press/Cad (Ivoclar): Corresponden también a las porcelanas feldespáticas, están reforzadas solamente con cristales de disilicato de litio. Son de mayor resistencia que las anteriores y como a aquellas se debe cargar sobre ellas una convencional (42).

Cerámicas aluminosas

Estas son porcelanas que derivan de las feldespáticas a las que se les incorporaron cantidades importantes de óxido de aluminio disminuyendo la proporción de cuarzo. Poseen cristales de alúmina en su estructura que mejoraron en forma muy notable las propiedades mecánicas de la cerámica, incrementando su tenacidad. Esto animó a realizar coronas totalmente cerámicas, pero a medida que aumentaba su porcentaje, crecía notablemente la opacidad, obligando a realizar tallados agresivos para alcanzar una buena estética. Es por ello que las cerámicas aluminosas se las utiliza internamente como núcleo de la reconstrucción y externamente son recubiertas por cerámicas de menor proporción de alúmina, para lograr un buen mimetismo con el diente natural.

Ejemplo: In-Ceram Alúmina (Vita): compuesta en un 99% por óxido de aluminio, se infiltra con un vidrio que difunde a través de los cristales de alúmina, esto permite obtener un núcleo cerámico más resistente a la flexión. Se utilizan en la confección de coronas y puentes cortos.

In-Ceram Spinell (Vita): presentan en su composición óxido de magnesio (28%) junto con el óxido de aluminio (72%) forma un compuesto denominado espinela. Son más translúcidos que los de alúmina, pero poseen menor resistencia a la fractura. Está indicado solamente para elaborar núcleos de coronas en dientes vitales anteriores.

In-Ceram Zirconia (Vita): están confeccionadas con un material compuesto de alúmina (67%) reforzada con circonia (33%) e infiltrado posteriormente con vidrio. Estas porcelanas permiten confeccionar reconstrucciones posteriores a puente debido a su gran resistencia a la carga.

Circonia

Son denominadas de última generación compuestas por óxido de circonio altamente sinterizado (95%) y estabilizado parcialmente con óxido de itrio (5%), presenta una elevada tenacidad debido a que su microestructura es totalmente cristalina y además posee un mecanismo de refuerzo denominado «transformación resistente», frente a una carga su fase cristalina adquiere mayor tamaño y alcanzando mayor resistencia e impidiendo la propagación de las fracturas.

En base a la resistencia de carga estas cerámicas superan altamente al resto de las cerámicas, de tal forma que se las indica en zonas de alto compromiso mecánico, pero al no poseer fase vítrea son muy opacas, por lo tanto, deben ser recubiertas por

cerámicas convencionales para corregir su defecto estético. Ejemplo: DC-Zircon (DCS), Cercon (Dentsply), In-Ceram YZ (Vita), Lava (3M Espe), IPS e.max Zir-Cad (Ivoclar), etc.

Clasificación por la técnica de confección

Para desarrollar esta clasificación se tendrá en cuenta los procedimientos de laboratorio para elaborar las reconstrucciones cerámicas puras. Dichos procedimientos se pueden clasificar en: condensación sobre muñones refractarios, sustitución de la cera perdida y tecnología asistida por ordenador.

Condensación sobre muñón refractario

Consiste en cargar o aplicar directamente la porcelana sobre el muñón correspondiente a un modelo duplicado en material refractario proveniente de una impresión obtenida del modelo maestro de yeso. De esta manera, la porcelana se puede trasladar en dicho modelo para la cocción sin que existan cambios dimensionales debido a las altas temperaturas que requiere este procedimiento. Ejemplo: Optec-HSP (Jeneric), Fortress (Myron Int), In-Ceram Spinell (Vita), etc.

Sustitución a la cera perdida

También llamado por inyección, es un método de confección basado en la obtención de un patrón de cera o acrílico transformado posteriormente en un material cerámico por el método de inyección.

En primer lugar, se obtiene el patrón por encerado o con resina especial para patrones los cuales son ubicados en un aro de colado en donde se enviste por medio de un material refractario, confeccionando una vez fraguado dicho material un cilindro en cuyo interior se encuentra el o los patrones los que serán calcinados en hornos especiales para colado.

De esta manera, se crea en el interior de dicho cilindro el espacio dejado por el patrón, el que será ocupado por el material cerámico que se presenta en el comercio en forma de pastillas y durante el procedimiento de elaboración se calienta hasta su punto de fusión e ingresará en estado líquido por un método de inyección de revestimiento, a través de un pistón que va empujando la cerámica fluida.

Esta tecnología, es aplicada utilizando pastillas de cerámica vítrea de disilicato de litio

IPS e. max Press, entre otras (1,43).

Tecnología asistida por ordenador

Es conocido además como sistema Cad-Cam (Computer Aid Design- Computer Aid Machining), el cual permite al clínico confeccionar restauraciones cerámicas precisas, rápidas, cómodas, en forma indirecta utilizando bloques cerámicos sinterizados industrialmente en una sola cita, sin la ayuda del laboratorio y sin la necesidad de confeccionar una restauración temporal. (44)

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

La digitalización, permite registrar en forma tridimensional la preparación dentaria. Se explora y se escanea la superficie de la preparación en boca o extra oral, por medio de una sonda mecánica, o mediante una cámara, que capta directamente la imagen de la preparación.

Estos datos, son transferidos a un ordenador donde se realiza el diseño por medio de un software especial.

Concluido el diseño, se envía esta información al centro de operación el que dispone de un ordenador que da las instrucciones a la unidad de fresado, que inicia de forma automática el mecanizado de la estructura cerámica.

Una vez confeccionada, es enviada al laboratorio de origen, en donde se realizan los controles necesarios, para luego repetirlos clínicamente. Dentro de estos sistemas, se puede distinguir. Ejemplo: Cerec (Sirona), con bloques como los Vitablocs for Cerec /inLab, Mark II utilizados en este estudio (38).

Con esta técnica se puede realizar el volumen completo de la restauración y luego proceder a su caracterización mediante maquillaje superficial, como es el caso de incrustaciones y carillas; o se puede confeccionar la estructura interna y luego terminarla mediante la aplicación de capas de porcelana feldespática convencional, en el caso de coronas y puentes.

Como se expresó anteriormente, cada cerámica dental presenta su característica que puede orientar al clínico para sus indicaciones, por ello es necesario continuar estudiando estos materiales para llegar con mayor certeza a la aplicación que corresponda en cada tratamiento que se nos presente, como son las carillas en elementos dentarios anteriores.

En general sus indicaciones pueden enmarcarse para dientes con decoloración moderada, reemplazo de restauraciones plásticas inarmónicas, piezas tratadas endodónticamente, fluorosis dental, restauración en dientes traumatizados, fracturados, desgastados y con anatomía anormal. (4)

Contraindicadas en mordidas borde a borde con excesivo estrés oclusal durante la función masticatoria. Sin embargo, Friedman, informó que no sólo se indican por razones estéticas, sino también son resistentes a la actividad funcional. (45, 46)

Por lo tanto, se podrán diferenciar en:

- Carillas estéticas simples: son aquellas que están indicadas cuando no soportan carga funcional y serán confeccionadas con cerámicas convencionales, como son las feldespáticas.
- Carillas estéticas funcionales: son aquellas que están indicadas cuando tendrán que soportar carga funcional y serán confeccionadas con cerámicas de alta resistencia, las que están representadas por las aluminosas y circonia.

Está demostrado clínicamente que presentan muy buena probabilidad de supervivencia en general, pero se ven desfavorecidas cuando se asocian a factores referidos, entre otros, actividad funcional y para funcional, incrementando el riesgo de fracasos por fracturas de manera significativa. (47, 48)

Cabe destacar que las cerámicas a base de circonio debido a su compacta estructura química son las primeras en ser seleccionadas cuando dichas reconstrucciones son expuestas a importantes cargas mecánicas. Sin embargo, algunos autores como Sundh y cols., demostraron que el recubrimiento cerámico disminuía notablemente la tenacidad de la circonia (49).

De aquí la importancia de continuar con estos estudios, para confirmar las indicaciones más precisas del tipo de cerámica a utilizar en estas reconstrucciones protéticas parciales como son las carillas estéticas funcionales (9). Las cargas de falla promedio publicadas en diversos estudios in vitro, alcanzan niveles superiores a la fuerza incisal máxima relatada en la literatura, que varía entre los 90 N a 370 N. (36,50).

Otros factores a tener en cuenta, que pueden afectar el pronóstico a largo plazo, entre otros, se encuentran; el espesor de la cerámica, el diseño de dicha restauración, el cementado, función masticatoria y preparación dentaria. (51, 52,53).

Los tipos de preparaciones dentarias encontrados en la literatura se refieren a la mayor o menor extensión de las estructuras dentarias como es el borde incisal, (54, 22) o diferentes caras del elemento dentario, como las referidas por Tamini Elicegui LE (46).

- Preparación tipo ventana solo toma la cara vestibular, sin reducción incisal, insinuándose hacia proximal, afectando o no las relaciones de contacto interproximales.
- Preparación sobreextendida: incluye la reducción del borde incisal y del tercio incisal de la cara palatina.

Horn en el año 1983 a través de estudios realizados, recomendaba mínima o ninguna preparación. (34) Posteriormente en el año 2002, Walls y colaboradores informaron que la preparación dentaria incide satisfactoriamente en relación al éxito a largo plazo, optimiza la estética y mejora la resistencia a la fractura, en comparación con los dientes intactos. (55)

Además, su éxito se atribuye a la conservación de la estructura dental, favorable adhesión al esmalte, buena estética y a la estabilidad de color (56)

Cuando las carillas cerámicas se unen en su mayoría a dentina, se produce un aumento en el riesgo a fallas (53,57).

El tratamiento con carillas cerámicas puede ser un desafío para el clínico ya que la preparación del diente puede exigir el retiro de tejido dentario sano, a la hora de obtener una mejor estética. El desgaste progresivo necesario, para instalar estas restauraciones será uniforme y controlado para evitar profundización innecesaria, evitando exposición del tejido dentinario. (58)

“Las Carillas cerámicas no sólo proporcionan estética adecuada sino también, proveen confiable fuerza funcional, esto invita al clínico a planear anticipadamente la extensión más conveniente de la preparación” (59).

Además, Shetty, a través de una revisión en relación a las tasas de supervivencia de carillas cerámicas, basadas en diseño de preparación incisal, concluyó que la preparación tipo ventana fue el más conservador, mientras que otras con superposición incisal y con extensión palatina son recomendadas en dientes sanos y dientes desgastados o fracturados respectivamente. (60)

Durante la actividad funcional se generan altas tensiones en la concavidad palatina de los incisivos centrales superiores, por tal motivo, se recomienda reemplazar en algunas ocasiones el mini chamfer palatino realizado habitualmente por una línea de

acabado más sencilla como puede ser un margen más grueso, evitando crear una extensión de cerámica marginal fina, que facilita la probabilidad de fractura a ese nivel. (61)

Estas restauraciones parciales, se cementan mediante técnicas adhesivas a los elementos dentarios, los que pueden en muchos casos, ser preparados a través de un desgaste previo. Esto ocasiona lógicamente una pérdida de tejido naturalmente irremplazable. Sin embargo, presentan ventajas a largo plazo, en relación a la resistencia a la fractura al ser comparadas con aquellas instaladas en elementos sin desgaste previo. No obstante, estos desgastes pueden corresponder a diseños invasivos que ocasionan pérdida de tejido dentario muchas veces de forma innecesaria.

A demás, proveen una alternativa conservadora ya que evitan una preparación dentaria agresiva como son las de cobertura coronaria total.

Aunque no existe todavía ningún consenso en cuanto a si los dientes deberían estar preparados, diversas son las preparaciones dentarias para recibir carillas encontrados en la literatura, que comprometen mayor o menor proporción de tejido dentario sano.

. Debido a la demanda estética, biocompatibilidad y adherencia a la estructura dentaria mínimamente invadida, se han convertido en una restauración de elección. La falta de consenso clínico radica, en el tipo de diseño preferido. (60)

La originalidad del presente estudio *in vitro*, se basa en que evalúa los efectos que diferentes **diseños** de tallado palatino en combinación con dos **técnicas de fabricación** tienen sobre la resistencia a la fractura de dichas restauraciones. En cuanto al factor diseño de tallado palatino, se incluyeron tanto aquellos que tienen gran difusión en la práctica restaurativa como otros menos convencionales, los cuatro diseños poseen extensiones diferentes de tejido dentario. Respecto a la técnica de fabricación de las carillas se introdujeron en el análisis, dos: La técnica de cerámica por inyección y el sistema fabricación CAD/CAM. Por tanto, es un estudio que analiza conjuntamente dos variables de gran relevancia respecto a la resistencia a la fractura de las carillas cerámicas que pueden tener correlación y alguna extrapolación con las necesidades y experiencia clínicas del momento actual.

Esto, será una motivación significativa para llevar adelante con esmero y dedicación este trabajo.

OBJETIVO GENERAL

Evaluar la influencia del diseño palatino de la restauración en la resistencia a la carga, en sistemas de carillas funcionales confeccionadas con sistemas de inyección y Cad/Cam.

OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Determinar la desadaptación marginal de las carillas cerámicas de acuerdo al sistema de fabricación (inyección y Cad/Cam) y al diseño del tallado.
- Comparar la fuerza necesaria para fracturar el material cerámico en cada sistema de fabricación en relación a los diferentes diseños.
- Determinar cuáles fueron las características particulares de las fracturas asociadas a los diferentes sistemas cerámicos antes mencionados y a los diseños planteados.

MATERIALES Y MÉTODOS

El protocolo de este plan de estudio fue aprobado por el Comité Institucional de Ética en Investigación en Salud (CIES) Facultad de Odontología. UNC (Proyecto ODO-CIES: N° 84; Córdoba, 04/11/2014).

Para realizar este trabajo se seleccionaron ochenta incisivos centrales superiores humanos recién extraídos con dimensiones coronarias homogéneas de longitud gingivo-incisal, mesio-distal y espesores en sentidos vestibulo-palatino, incluyendo solamente dientes libres de caries dental, grietas y desgastes excesivos. Fig.2



Fig. 2 Incisivo central superior

Los dientes, fueron limpiados retirando restos de tejido, con un instrumento de mano y posteriormente almacenados en agua destilada a temperatura ambiente hasta el momento de su utilización, ubicados al azar, repartidos en cuatro grupos de veinte piezas dentarias. Fig.3 (A, B)

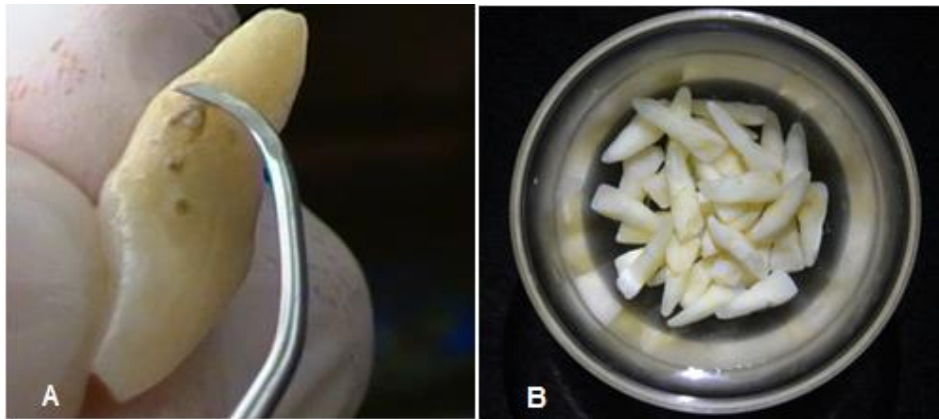


Fig. 3 Preparación de los elementos dentarios. A, Limpieza del elemento dentario, con instrumento de mano. B, Elementos dentarios en agua destilada.

A cada grupo, se les asignaron diferentes preparaciones para carillas cerámicas funcionales. La preparación dentaria se confeccionó en forma manual por un operador.

En una primera instancia, se procedió a impresionar por cuadruplicado cada elemento dentario intacto seleccionado, con Vinil Polisiloxano (silicona por condensación), Zetalabor/Zhermack, (Italia), específico para laboratorio.

Tres de las réplicas se utilizaron como guía de desgaste en la preparación, y una cuarta fue destinada al trabajo de laboratorio, para confeccionar los patrones de las carillas cerámicas con técnica inyectada.

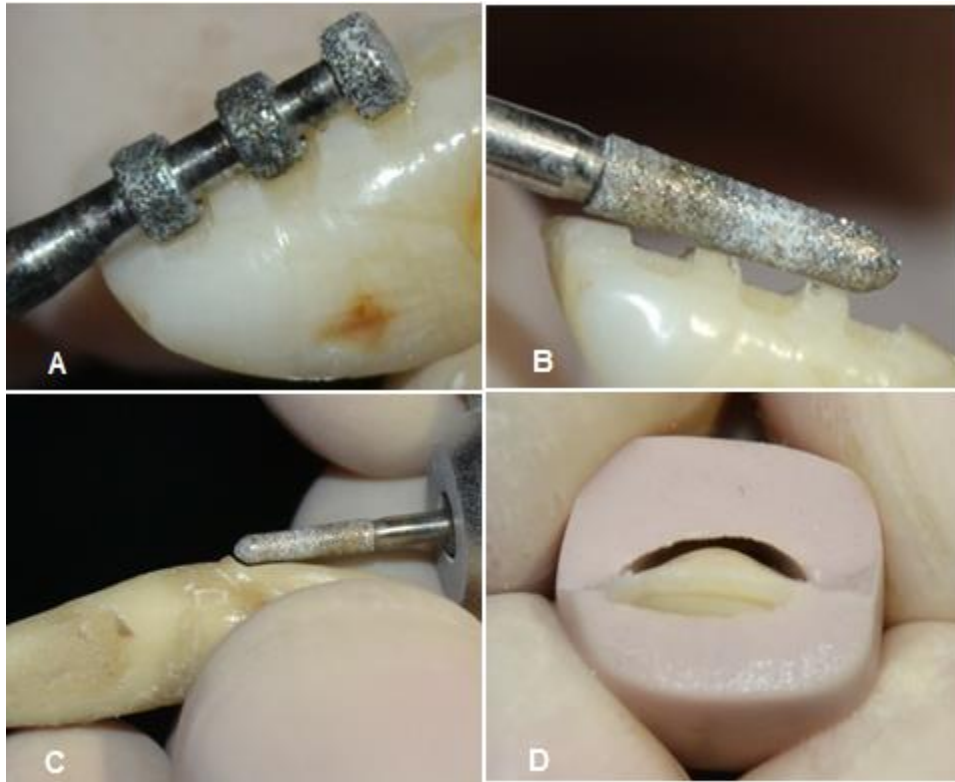


Fig. 4 Tallado por vestibular de los elementos dentarios. A, Utilización de piedra especial con anillos de diamante, (0,5mm, Option FG 4142). B, Completando profundización en tejido adamantino, con piedra forma troncocónica, (0,5mm Option FG 4219). C, Confección de línea del margen de la preparación, (chablán amplio a 1mm gíngivo-incisal de la intersección entre el esmalte y el cemento). D, Utilización de guía de desgaste en la preparación, (silicona Zetalabor/Zhermack, Italia).

Se inició el tallado por vestibular de todos los elementos dentarios, eliminando en forma uniforme parte del tejido adamantino, trazando surcos guías horizontales, utilizando una piedra especial con anillos de diamante en número de tres, interrumpidos por depresiones sin diamantes, cumpliendo la función de topes para determinar la profundización de los canales de desgaste de 0,5mm, Option FG 4142 (como limitador de la profundización de desgaste), Fig.4 (A), los cuales se unieron para lograr la profundización por completo en el tejido adamantino escogiendo una piedra de forma troncocónica, Option FG 4219, completando así el desgaste superficial de la cara vestibular, la que quedó con una profundización uniforme de 0,5mm. Fig.4 (B); y con ella además se confeccionó la línea del margen de la preparación, conformando un chablán amplio a 1mm gíngivo-incisal de la unión entre el esmalte y el cemento. Fig.4 (C)

Se utilizó además una de las guías de silicona, recortándola a nivel del tercio medio coronario. Fig.4 (D)

El borde incisal fue desgastado 1,5mm de espesor, con una piedra de forma

truncocónica, Option FG 4219, guiado con la segunda réplica de silicona Fig.5, la que se recortó a nivel del contorno palatino del borde incisal de la impresión de todos los dientes.



Fig. 5 Preparación del borde incisal (1,5mm de espesor), guiado con la segunda réplica de silicona.

Los dispositivos de desgaste fueron montados en una turbina Pannair NSK JAPAN, con presión de aire: 28 Lbs. /2Kgs.

De estos elementos dentarios preparados en su porción vestibular e incisal, se conformaron cuatro grupos de 20 muestras cada uno ($n = 20$) tomados al azar.

La cara palatina, fue preparada en forma diferente para cada grupo, implicando sólo el esmalte dental con bordes redondeados y para tal fin se utilizó la tercera guía de silicona, quedando los grupos conformados de la siguiente manera Fig.6

- **Grupo I** Control: con desgaste del borde incisal de 1,5mm, por palatino 3mm de longitud y 0,5mm de profundidad, con chaflán
- **Grupo II**: desgaste del borde incisal de 1,5mm sin chaflán palatino.
- **Grupo III**: desgaste del borde incisal de 1,5mm con chaflán palatino.
- **Grupo IV**: desgaste del borde incisal de 1,5mm con bisel cóncavo palatino. Fig.7 (A,B)

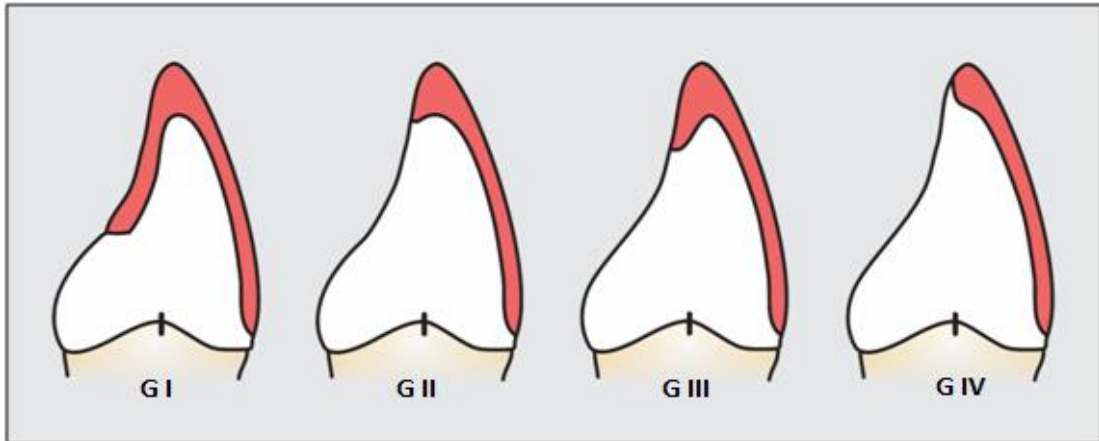


Fig. 6 Conformación de los Grupos: G I Control: con desgaste del borde incisal de 1,5mm, por palatino 3mm de longitud y 0,5mm de profundidad, con chafán; G II: desgaste del borde incisal de 1,5mm sin chafán palatino; G III: desgaste del borde incisal de 1,5mm con chafán palatino; G IV: desgaste del borde incisal de 1,5mm con bisel cóncavo palatino.

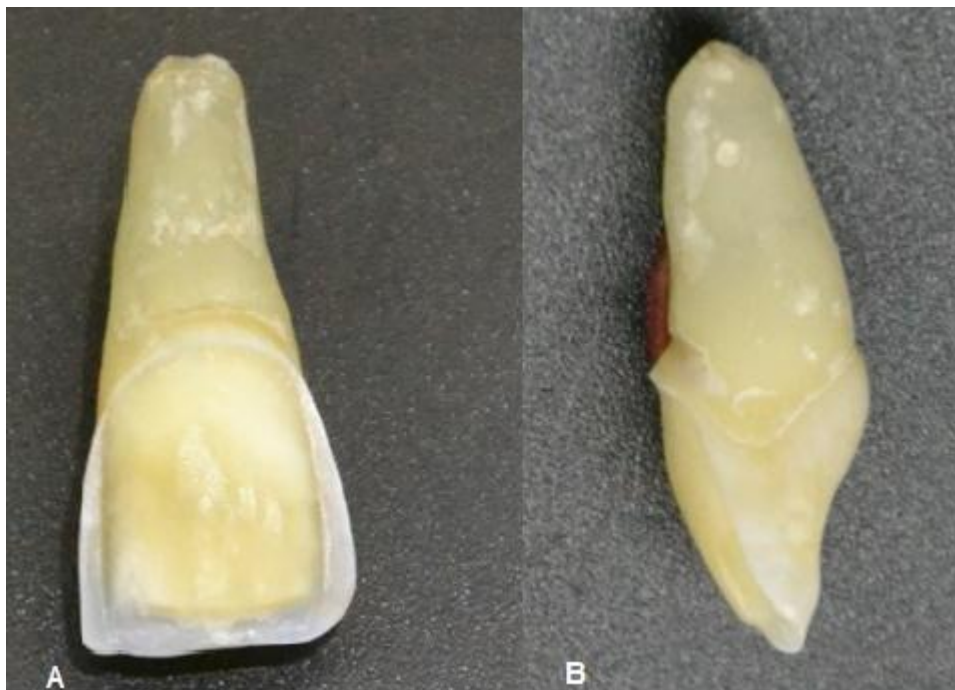


Fig. 7 Elemento dentario con preparación grupo IV. A, Vista vestibular. B, Vista proximal.

De estos cuatro grupos se conformaron dos subgrupos de cada uno de ellos, elaborando así carillas de dos sistemas de cerámica con tecnología diferentes, Cad/Cam (Subgrupo A), e Inyectada (Subgrupo B).

Grupo I Control	Grupo III
Subgrupo A----- 10 muestras	Subgrupo A----- 10 muestras
Subgrupo B----- 10 muestras	Subgrupo B----- 10 muestras
 Grupo II	 Grupo IV
Subgrupo A----- 10 muestras	Subgrupo A----- 10 muestras
Subgrupo B----- 10 muestras	Subgrupo B----- 10 muestras

Finalizado el tallado y alisadas las superficies de las preparaciones con piedras extrafinas (Option FG 1112EF) y a baja velocidad Fig.8, se procedió a impresionar los elementos con silicona por condensación Coltene Speedex, putty, light body, activador universal, Coltene Whaledent y fueron vaciadas dichas impresiones con yeso para troqueles, resin-rock (Whip Mix Corporation. USA), obteniendo de cada elemento tallado su troquel correspondiente los que fueron individualizados con una numeración del 1 al 80 y ubicados en el grupo que correspondía de acuerdo al tallado recibido.



Fig. 8 Alisado de la superficie de la preparación dentaria, con piedra de granulometría extrafina (Option FG 1112EF).

De los subgrupos A, se confeccionaron carillas cerámicas con sistema Cad/Cam, Unidad de captación Cerec AC, scanner con tecnología Blue Cam (Sirona), Fresadora Sirona Modelo Inlab MC XL, Software Inlab 3D.

Se tomaron impresiones digitales, ubicando directamente la unidad de captación

Cerec Bluecam sobre el diente preparado, manteniendo la distancia óptima para la reproducción óptica, previa preparación de la superficie dentaria con Cerec Optispray para suprimir todo tipo de reflejo, permitiendo de esa manera optimizar la toma. Se diseñó la carilla, con un espesor de 0,5 mm, gracias al software Cerec 3D, visualizando de modo tridimensional el modelo de la preparación. Fig.9

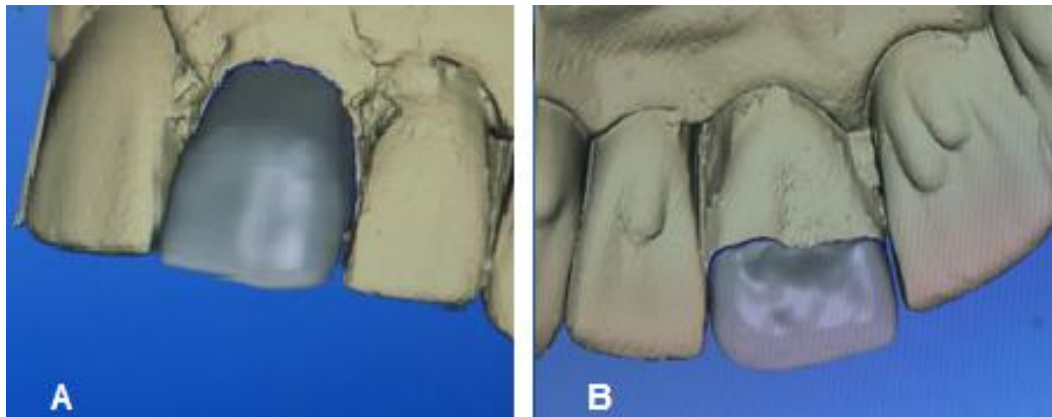


Fig. 9 Diseño de carillas, (software Cerec 3D). A, Vista vestibular. B, Vista palatina.

Finalizada la operación se seleccionó un bloque de cerámica feldespática, Vitablocs for Cerec /inLab, Mark II monocromo, geometría I 12 (10x12x15), color 3M1C y al ser ubicado en la unidad fresadora se envió la información desde la unidad de diseño a la unidad fresadora Cerec MC XL para la confección en minutos de la restauración coronaria parcial.

Realizado esto, las muestras se almacenaron en recipientes separados con agua destilada hasta el momento de su control de adaptación.

De los subgrupos B, se confeccionaron carillas de iguales espesores que las anteriores, pero utilizando sistema de inyección cerámica.

Se cubrió con una capa de laca espaciadora (LAC-SPACER, Labox) el pilar del troquel de yeso, obtenido del diente preparado, sin implicar sus márgenes. Para elaborar la matriz de inyección se utilizó un material resinoso de auto-curado para patrones (Dura Lay Reliance-Dental Mfg. Co. USA.), y para ello se recurrió a la cuarta réplica de silicona elaborada previo tallado del elemento dentario, permitiendo de esa manera obtener un patrón con espesores similares de tejido adamantino perdido por el desgaste de la preparación. Fig.10



Fig. 10 Modelo de yeso, con patrones de resina especial de autocurado, (Dura Lay Reliance-Dental Mfg. Co. USA)

Se incluyó la matriz obtenida en un material refractario, revestimiento universal de fosfato Formula 1 (Whip Mix Corporation. USA) y se procedió al precalentado en horno eléctrico (Indef. B600, Argentina) hasta los 850 °C, iniciando así el procedimiento de laboratorio respetando las recomendaciones del fabricante, de acuerdo a la pastilla elegida para este estudio.

Posteriormente se dispuso de un horno de inyección EP 5.000 y se seleccionó el programa (Empress. Ivoclar Vivadent, EP 5.000). IPS e.max Press, utilizando pastillas IPS e.max Press HT A3 cerámica de vidrio de disilicato de litio, se procedió a la inyección. Una vez obtenido se retiró, el revestimiento mediante cortes concéntricos en el mismo y posterior retiro de la porción fina próxima a la pieza con perlas de vidrio a una presión de 2bar. Una vez realizado esto se probó y se realizó el glaseado correspondiente. No se aplicó estratificación.

Fue corroborado el correcto ajuste de todas las estructuras sobre los elementos dentarios preparados, con una lupa trinocular, marca Olympus e incorporada a ella una cámara fotográfica marca Sony, modelo 370 P y un Software Image Pro Plus 4.52 para morfometría y procesamiento de imagen (ABO Facultad de Odontología UNC). En dicho control se receptaron los resultados de las mediciones de desadaptación de los márgenes de la preparación en sus caras V. P. M y D.

Los controles de adaptación, se efectuaron en varios puntos por cara del elemento dentario, realizando un promedio de acuerdo a la longitud establecida en la medición. Se calcularon las desadaptaciones promedias observadas entre carilla y molde de yeso y entre carilla y pieza dentaria a partir de 40 mediciones a intervalos regulares, distribuidas en las cuatro caras (vestibular, mesial, palatina y distal) del trayecto de la

interface yeso-carilla y carilla-pieza dentaria.

En ninguna de ellas se toleró una desadaptación superior de 120 µm, se repitieron las muestras hasta obtener un valor igual o menor al límite de tolerancia.

Una vez controladas todas las muestras se acondicionaron las piezas dentarias y sus restauraciones para el posterior cementado.

Las superficies adamantinas de los dientes, se acondicionaron con un gel de ácido fosfórico al 35% (Scotch Bond Etchant, 3M Co) por 15 segundos, lavadas con agua presurizada por 15 segundos y secadas por 5 segundos; luego se aplicó el sistema adhesivo (Single Bond 2, 3M Co), siguiendo las indicaciones del fabricante (2 capas sucesivas, sin esperar entre una y otra, proyectando aire durante 5 segundos y fotopolimerizando durante 10 segundos).

Las superficies internas de las restauraciones cerámicas (carillas), recibieron el tratamiento correspondiente a los sustratos no dentarios, para la cementación con técnica adhesiva, indicado por el fabricante (grabado con ácido fluorhídrico en gel al 9%, durante 1 minuto; IPS Ceramic Etching Gel, Ivoclar-Vivadent, lavado, secado y silanizado dejándolo durante 5 minutos, hasta su completa evaporación; Monobond S, Ivoclar- Vivadent).

Posteriormente se preparó según indicaciones del fabricante, el medio cementante, Variolink N LC + 1 (cemento de resina fotopolimerizable, Ivoclar- Vivadent), se aplicó una capa fina sobre la estructura dentaria y cara interna de la carilla (cuidando de no atrapar burbujas) se asentó la restauración en la preparación dentaria aplicando una ligera presión utilizando un dispositivo especial para estandarizar la fuerza de cementado (Profesora Dra. Urquía Morales, Cátedra Operatoria, UNC) Fig.11 (A), interponiendo una lámina de estaño de 0,5mm, para no concentrar las fuerzas y se eliminaron los excesos más gruesos con un pincel fino. Luego se aumentó la presión a 250 gr y se mantuvo constante durante 1 minuto, se eliminaron excesos nuevamente, se cubrieron los márgenes de la restauración con gel de glicerina /bloqueador de aire para evitar la no polimerización superficial producida por el oxígeno atmosférico y posterior fotopolimerización en zona central durante 4 segundos para fijar la restauración. Se completó la fotopolimerización por palatino, continuando por vestibular, mesial y distal, (40 segundos por c/u de los márgenes), utilizando una lámpara de polimerización QHL75 (Dentsply Caulk USA) Fig.11 (B), previamente chequeado el potencial lumínico con un radiómetro (Spring Lay, Coltolux USA) de comprobación de la salida de luz con potencia no menor a 450 mW/cm² Fig. 12.

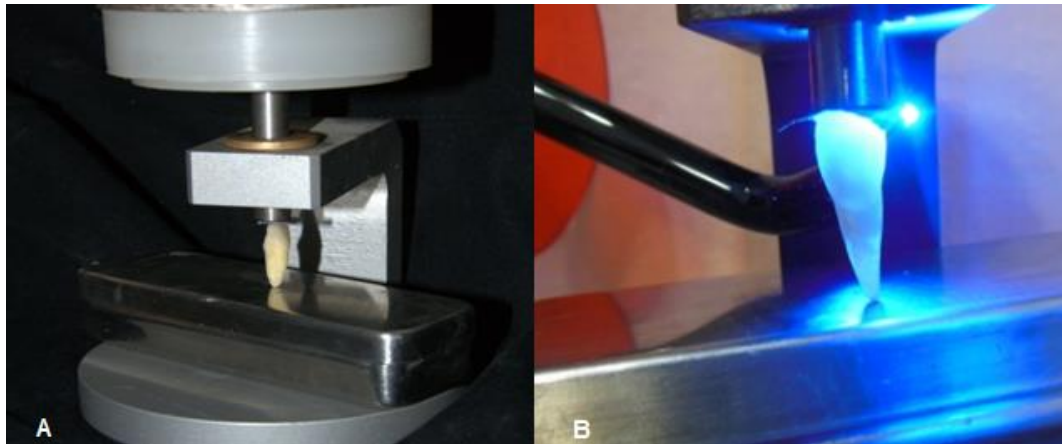


Fig.11 Dispositivo especial para estandarizar la fuerza de cementado, (Profesora Dra. Urquía Morales).
A Ubicación de la restauración en la pieza dentaria. B Polimerización del cemento de fotocurado con lámpara QHL75 (Dentsply Caulk USA)



Fig. 12 Control potencial lumínico: potencia no menor de 450 mW/cm²
(Radiómetro Coltolum)

Concluido el cementado se corroboró nuevamente el correcto ajuste de todas las estructuras midiendo la extensión del cemento en la zona del margen de la restauración con idénticos instrumentales y procedimientos realizados anteriormente.

Finalizado este control y al cabo de 48hs de almacenamiento en agua destilada, a temperatura ambiente, las muestras fueron ubicadas en un bloque de acrílico, con refuerzo metálico externo Fig. 13, para su adaptación en un dispositivo ad-hoc con la finalidad de ser sometidas a una carga progresiva. El dispositivo está diseñado según el plano de referencia. Prof. Dr. Claudio Ibáñez, Prof. Dra. María del Carmen Urquía

Morales, Ing. Luis Croharé, Od. José Cacciamano Fig. 14.



Fig.13 Ubicación de muestras en bloques de acrílico, con refuerzo metálico externo.

El conjunto de muestras y dispositivo fueron llevados para ser sometidos a carga en una Máquina Universal de Ensayos marca Digimes, modelo RS 8.000, con celda de carga Transcell Technology inc. Modelo BSS cap: 500 kgf, el sistema grafica carga o fuerza aplicada por unidad de desplazamiento a una velocidad del antagonista de 0,5 mm por minuto, aplicadas sobre cada una de las muestras, hasta producir la fractura.

Para esto todas las muestras ubicadas a 45°, con respecto a la base del dispositivo, recibieron la carga en sentido vertical, en la cara palatina de la restauración cerámica, ubicando el eje de aplicación a 0,5mm del borde incisal, en el centro mesiodistal de la cara palatina de la restauración cerámica, interponiendo una lámina de estaño de 0,5mm de espesor.

Los resultados fueron individualizados en una planilla provista por el ABO Facultad de Odontología UNC.

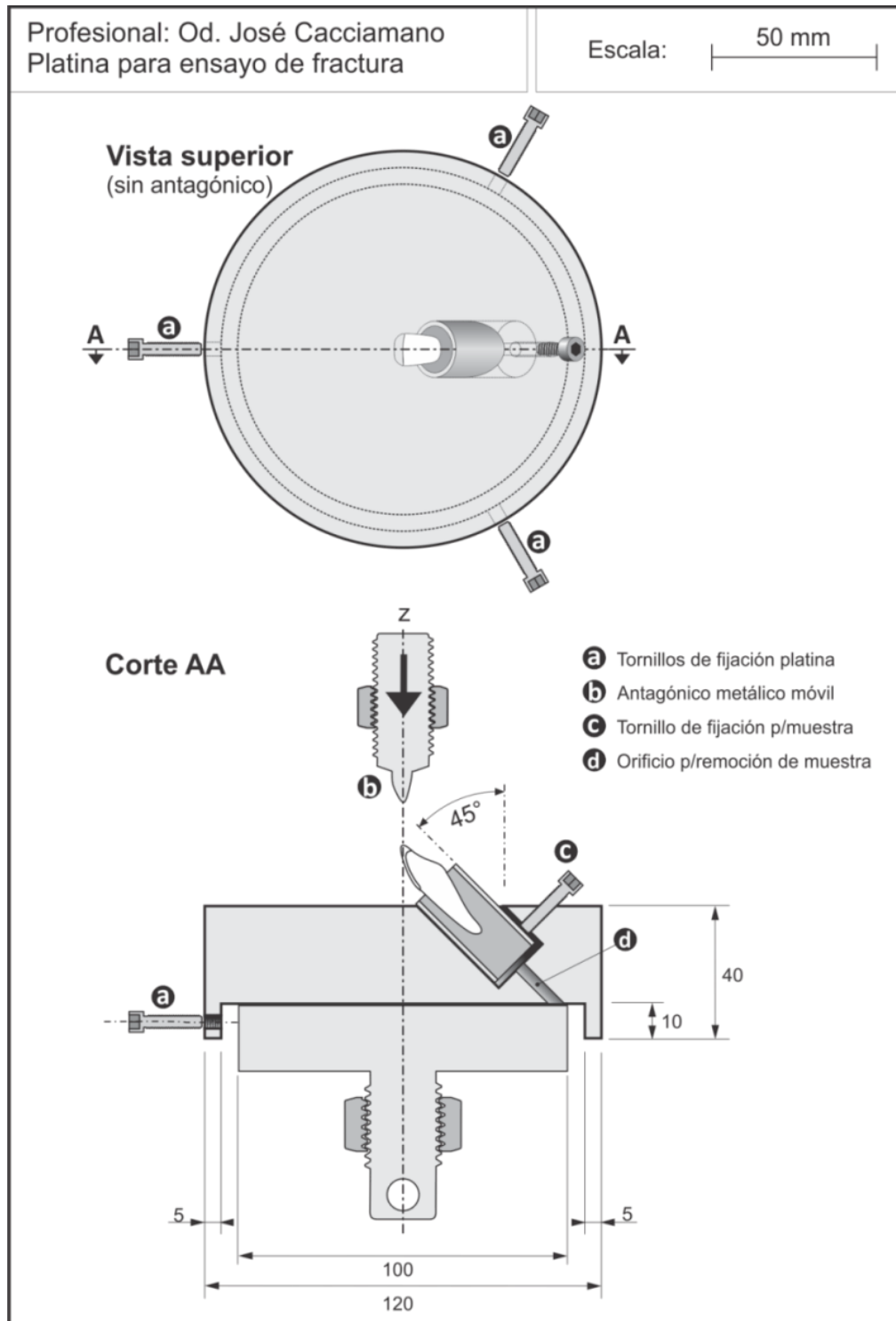


Fig. 14 Plano de referencia que muestra el diseño del dispositivo ad-hoc, para adaptar las muestras, con la finalidad de ser sometidas a una carga progresiva. (Prof. Dr. Claudio Ibáñez, Prof. Dra. María del Carmen Urquía Morales, Ing. Luis Croharé, Od. José Cacciamano).

RESULTADOS

Fuerza máxima.

En la tabla 1 se muestran los valores estadísticos descriptivos de fuerza máxima según grupo o diseño de preparación y según subgrupo o sistema de moldeado. La fuerza máxima es la fuerza que soportaron las carillas antes de fracturarse y/o despegarse de los dientes sometidos a cargas incisales. A fines comparativos, se incluyeron valores de tendencia central (media y mediana), de dispersión (desviación estándar) y de rango (valores mínimo y máximo), de esta forma se tiene una descripción amplia y suficiente de las distribuciones de valores de fuerza máxima de cada grupo y subgrupo.

Tabla 1. Fuerza máxima aplicada según grupo y subgrupo

Grupo	Subgrupo	n	Media	DE	Mínimo	Mediana	Máximo
Grupo I (Control)	S. CAD/CAM (A)	10	710,1	332,0	182,7	807,4	1246,6
	C. Inyectada (B)	10	512,9	203,6	227,0	495,5	799,1
	Total GI	20	611,5	286,5	182,7	617,6	1246,6
Grupo II (s/chablán)	S. CAD/CAM (A)	10	563,1	315,3	253,9	473,8	1162,0
	C. Inyectada (B)	10	653,5	291,6	291,2	663,2	1120,9
	Total GII	20	608,3	299,2	253,9	538,3	1162,0
Grupo III (c/chablán)	S. CAD/CAM (A)	10	568,3	304,1	172,8	515,1	1157,2
	C. Inyectada (B)	10	753,3	184,6	462,5	785,5	1022,6
	Total GIII	20	660,8	262,6	172,8	664,5	1157,2
Grupo IV (c/bisel)	S. CAD/CAM (A)	10	799,9	271,8	437,2	825,1	1204,2
	C. Inyectada (B)	10	576,5	158,9	434,8	525,9	932,2
	Total GIV	20	688,2	245,2	434,8	575,0	1204,2

En la tabla 1 se expresan los valores de tendencia central y de rango de la variable "fuerza máxima" según grupo y subgrupo, de izquierda a derecha: Grupo; Subgrupo; Recuento de casos (n); Media; Desviación estándar (DE); Mínimo; Mediana y Máximo. **Grupos:** G I Control: con desgaste del borde incisal de 1,5mm, por palatino 3mm de longitud y 0,5mm de profundidad, con chablán; G II: desgaste del borde incisal de 1,5mm sin chablán palatino; G III: desgaste del borde incisal de 1,5mm con chablán palatino; G IV: desgaste del borde incisal de 1,5mm con bisel cóncavo palatino.

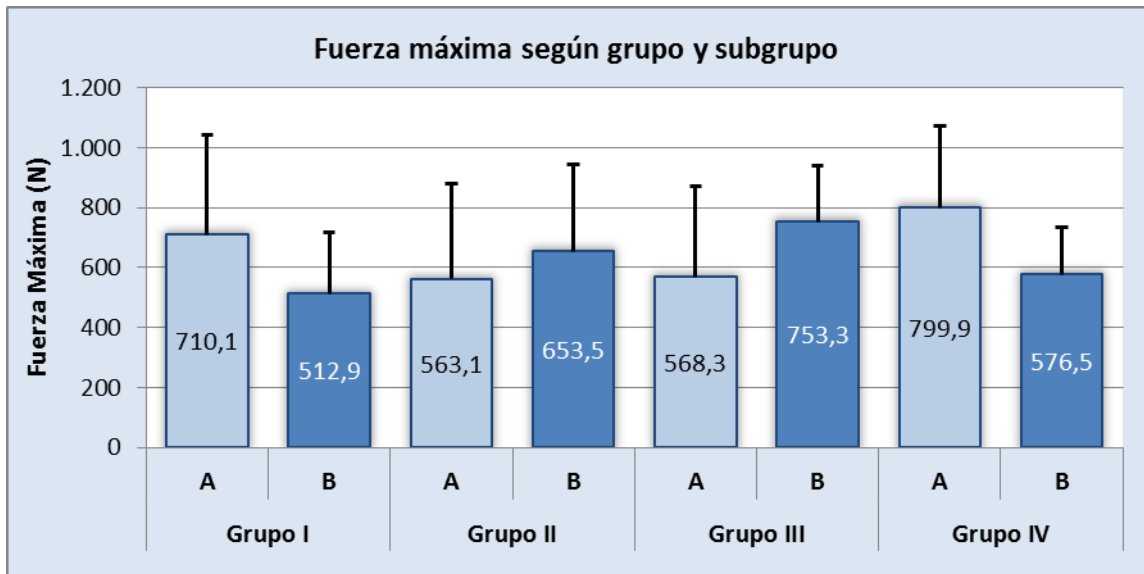


Fig. 15. Fuerza máxima aplicada según grupo y subgrupo. Media y desviación estándar.

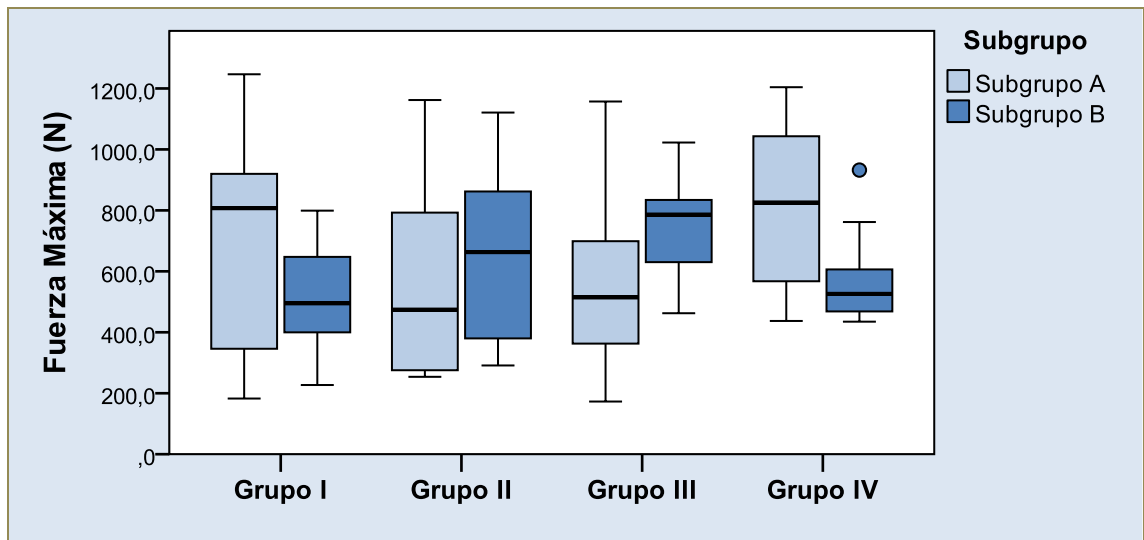


Fig. 16. Fuerza máxima aplicada según grupo y subgrupo. Diagrama de cajas: Mediana (línea central); Valores mínimo y máximo (barras) y cuartiles centrales (caja).

- El subgrupo A del grupo IV registró los valores de tendencia central (media y mediana) más elevados (799,9N y 825,1N respectivamente).
- Las dispersiones fueron algo menores en los subgrupos B (véanse las desviaciones expresadas en la tabla 1).
- Los valores mínimos fueron elevados en ambos subgrupos del grupo IV (grupo con desgaste del borde incisal bisel cóncavo palatino) en comparación con el resto de los grupos.
- El subgrupo A del grupo I (sistema CAD/CAM del grupo control) registró valores de tendencia central elevadas: media (710,1N y mediana (807,4N), valores muy próximos a los obtenidos por el subgrupo A del grupo IV ya mencionado.

En términos generales, considerando sólo el factor grupo o diseño de tallado, las diferencias resultaron escasas, pero se debe mencionar que el grupo IV registró los valores más altos (688,2N de media), seguido en orden decreciente por el grupo III (660,8N), y finalmente los grupos I y II, que tuvieron medias similares (611,5N y 608,3N respectivamente). Las dispersiones fueron elevadas en todos los grupos, con rangos próximos a los 1000N entre los valores mínimos y máximos, destacándose el grupo IV por registrar el valor mínimo más alto de todos los grupos (434,8N) (tabla 1).

Cabe mencionar que sólo se incluyeron los valores de los ensayos de compresión que concluyeron correctamente (fractura y/o desprendimiento parcial o total de carilla), descartando aquellos que presentaron fractura radicular sin desprendimiento de carilla.

Contraste estadístico

Se contrastaron los valores de fuerza obtenidos para cada grupo y subgrupo mediante el análisis de la varianza (Anova) de dos vías o factores, ya que este modelo permite estudiar simultáneamente los efectos de dos fuentes de variación y si existe interacción entre estos factores.

Tabla 2. ANOVA de dos vías. Variable evaluada: *Fuerza máxima* aplicada. Factores introducidos en el modelo: *Grupo* o diseño de tallado y *Subgrupo* o sistema de moldeado.

Factor	SC tipo III	GI	Media cuadrática	F	Sig. (p-valor)
Grupo	91117,4	3	30372,5	0,432	0,730
Subgrupo	26318,6	1	26318,6	0,375	0,542
Grupo * Subgrupo	629759,3	3	209919,7	2,989	0,037
Error	5056643,1	72	70231,2		
R cuadrado = 0,129 (R cuadrado corregida = 0,044)					

En el cuadro de ANOVA (tabla 2), se muestran los cálculos matemático estadísticos relacionados con la varianza de los valores de fuerza máxima. De izquierda a derecha: Factores, fuente u origen del efecto; suma de cuadrados tipo III (SC tipo III); Grados de libertad (gl); media cuadrática; Estadístico de Fisher (F) y nivel de significación estadística (p-valor).¹

De acuerdo a los resultados del análisis llevado a cabo, ninguno de los factores evaluados influyó significativamente sobre los valores de fuerza requerida para despegar y/o fracturar las carillas bajo las condiciones experimentales fijadas para los ensayos destructivos realizados en este estudio ($p > 0,05$).

Se verificó una interacción significativa entre los factores grupo y subgrupo ($p = 0,037$), particularmente en los grupos I y IV en combinación con el moldeado CAD/CAM (subgrupo A) que mostraron una respuesta estructural más eficiente en relación a la

¹Las sumas de cuadrados tipo III se calcularon con el fin de descomponer la variabilidad total asociada a la variable evaluada (fuerza máxima), según los factores grupo, subgrupo y la interacción entre ambos (Grupo * Subgrupo), que se interpretan como las fuentes de variación de los efectos. A partir de estos valores y de los grados de libertad se calcularon las medias cuadráticas y posteriormente se obtuvieron los valores estadísticos F, calculados como el cociente entre las medias cuadráticas de los factores y la media cuadrática del error o residuo (70231,2 en este caso).

fuerza aplicada en contraste con el moldeado B. En contraposición, los grupos II y III presentaron una respuesta opuesta, con valores de fuerza mayores al utilizar carillas moldeados con la técnica por inyección (subgrupo B). De todas las combinaciones, el grupo con desgaste del borde incisal de 1,5mm con bisel cóncavo palatino, que utilizó carillas cerámicas moldeadas con sistema CAD/CAM (GIV-A), fue el que obtuvo los mejores resultados, ya que además de registrar la media y mediana más altas, registró un valor mínimo de 437N, muy próximo al subgrupo B de este mismo grupo (435N)

El determinante R^2 evidenció un escaso ajuste del modelo planteado (0,044 ó 4,4%), siendo el porcentaje restante atribuible al error experimental (95,6%), que constituye la fuente de variación que aglutina a todos los componentes no controlados dentro del modelo de clasificación experimental, siendo esta información de gran relevancia, ya que implica que una diversidad de factores (además del azar), tales como variantes anatómicas y estructurales de los dientes, módulo de elasticidad, rigidez, así como defectos que resultaron inadvertidos, tanto por observación directa como por lupa (micro fisuras, huecos, burbujas, impureza, etc.), que no han sido introducidos en el modelo de análisis y que serían explicativos de la variabilidad de los valores de fuerza. Este aspecto será ampliado posteriormente en la discusión de esta tesis.

Pese a que el factor grupo no resultó significativo en el contraste estadístico, se evaluó la magnitud de las diferencias entre los cuatro grupos mediante contrastes múltiples por parejas (tabla 3).

Tabla 3. Pruebas de contraste múltiple entre grupos (Test HDS de Tukey)

(I) Grupo	(J) Grupo	Diferencia de medias (I-J)	Error típico	Sig. (p-valor)
Grupo I	Grupo II	3,15	83,80	0,999
	Grupo III	-49,32	83,80	0,935
	Grupo IV	-76,75	83,80	0,796
Grupo II	Grupo I	-3,15	83,80	0,999
	Grupo III	-52,47	83,80	0,923
	Grupo IV	-79,90	83,80	0,776
Grupo III	Grupo I	49,32	83,80	0,935
	Grupo II	52,47	83,80	0,923
	Grupo IV	-27,43	83,80	0,988
Grupo IV	Grupo I	76,75	83,80	0,796
	Grupo II	79,90	83,80	0,776
	Grupo III	27,43	83,80	0,988

En la tabla 3 se expresan las diferencias de fuerza de fractura media (expresadas en N) entre cada par de grupos. Se contrastaron los grupos (I) de la primera columna con los grupos (J) de la segunda columna. Se observa que los errores típicos de las diferencias de medias son mayores que las diferencias entre los grupos contrastados. **Grupos:** G I Control: con desgaste del borde incisal de 1,5mm, por palatino 3mm de longitud y 0,5mm de profundidad, con chaflán; G II: desgaste del borde incisal de 1,5mm sin chaflán palatino; G III: desgaste del borde incisal de 1,5mm con chaflán palatino; G IV: desgaste del borde incisal de 1,5mm con bisel cóncavo palatino.

Características de conclusión del ensayo según grupo.

Tabla 4. Tabla de contingencia: Características de conclusión del ensayo vs grupo experimental.

Ensayos concluidos correctamente	Grupo I	Grupo II	Grupo III	Grupo IV
Fractura carilla y descementación parcial (diente macroscópicamente sano)	(13) 65%	(16) 80%	(15) 75%	(18) 90%
Fractura carilla y descementación parcial (diente fracturado y/o fisurado)	(7) 35%	(4) 20%	(5) 25%	(2) 10%

En la tabla 4 se expresan los recuentos de casos (n) y porcentajes (%) de tipo de finalización de los ensayos respecto al daño estructural de la pieza dentaria. **Grupos:** G I Control: con desgaste del borde incisal de 1,5mm, por palatino 3mm de longitud y 0,5mm de profundidad, con chaflán; G II: desgaste del borde incisal de 1,5mm sin chaflán palatino; G III: desgaste del borde incisal de 1,5mm con chaflán palatino; G IV: desgaste del borde incisal de 1,5mm con bisel cóncavo palatino.

Los menores porcentajes de casos que presentaron fisuras o fracturas visibles se registraron dentro del grupo IV. Las diferencias entre grupos no llegaron a ser significativas estadísticamente (χ^2 de Pearson: 3,728; $p=0,292$; $p>0,05$).

Si bien estadísticamente no resultaron significativas las diferencias entre los grupos respecto a la incidencia de fisuras o fracturas en el diente una vez concluido el ensayo, el riesgo asociado de sufrir rupturas fue menor dentro del grupo IV ($RR=0.798$), o expresado de manera complementaria, el riesgo relativo (RR) asociado a no fracturarse fue mayor ($RR=2,61$) o sea 2,61 veces más probable que el resto de los grupos de no fracturarse, en contraste con el grupo I, en el cual la probabilidad de ocurrencia de fracturas y/o fisuras dentarias al momento de desprenderse o romperse una carilla por acción de fuerzas excesivas fue de 1,293 veces mayor que el resto.

Desadaptación marginal de carillas

Examen previo de las muestras. Interface carilla – molde

Con el objeto de evaluar la magnitud del ajuste y corroborar que en esta etapa (y en las sucesivas), la desadaptación no superara los 120µm se calcularon las desadaptaciones observadas entre la carilla y el molde de yeso a partir de 40 mediciones distribuidas en las cuatro caras (vestibular, mesial, palatina y distal) del trayecto de la interface yeso-carilla (figura 17). Se consideró el promedio de las medianas² de desadaptación de las cuatro caras del diente: mesial; distal; vestibular y palatina.

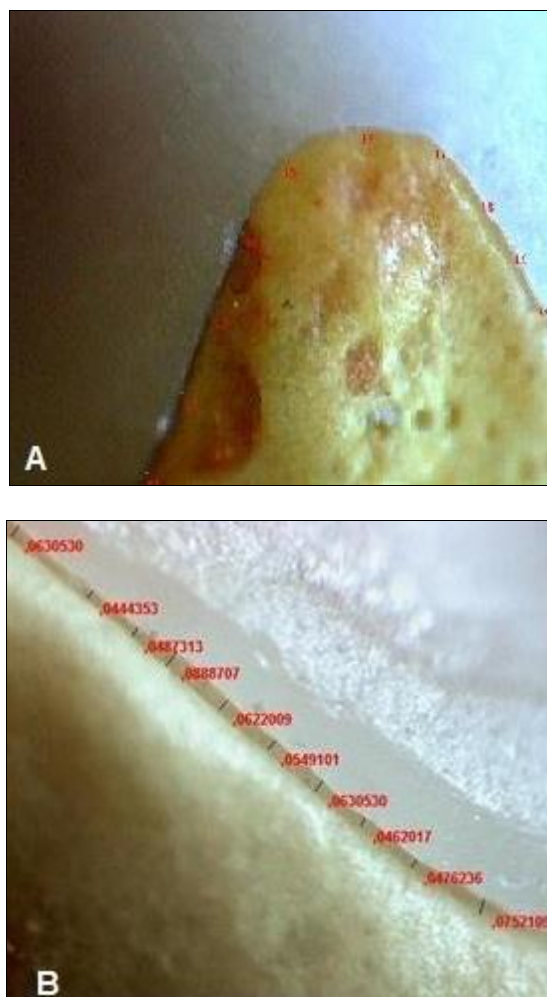


Fig. 17. Desadaptaciones carilla-yeso. Serie de 10 mediciones (L1 - L10) A) cara mesial; B) distal.

²En este estudio de desadaptación en particular, la mediana resultó ser un parámetro estadístico más representativo que la media, dado que la distribución de valores de desadaptación no era normal, observándose en muchos casos la presencia de valores atípicos y extremos que influían significativamente sobre la media, pero no así sobre la mediana, la cual es insensible a dichos valores.

En caso de superar este valor y luego de descartar posibles irregularidades y partículas que obstaculizaran el correcto ensamble, se rechazó la muestra y se reemplazó por otra debido al criterio de exclusión definido en este estudio.

A continuación, se muestran los valores de desadaptación registrados en las 80 muestras analizadas, que fueron incluidas en el estudio luego de reemplazar aquellas que no cumplieron con el criterio de inclusión (6 muestras) (Fig. 18).

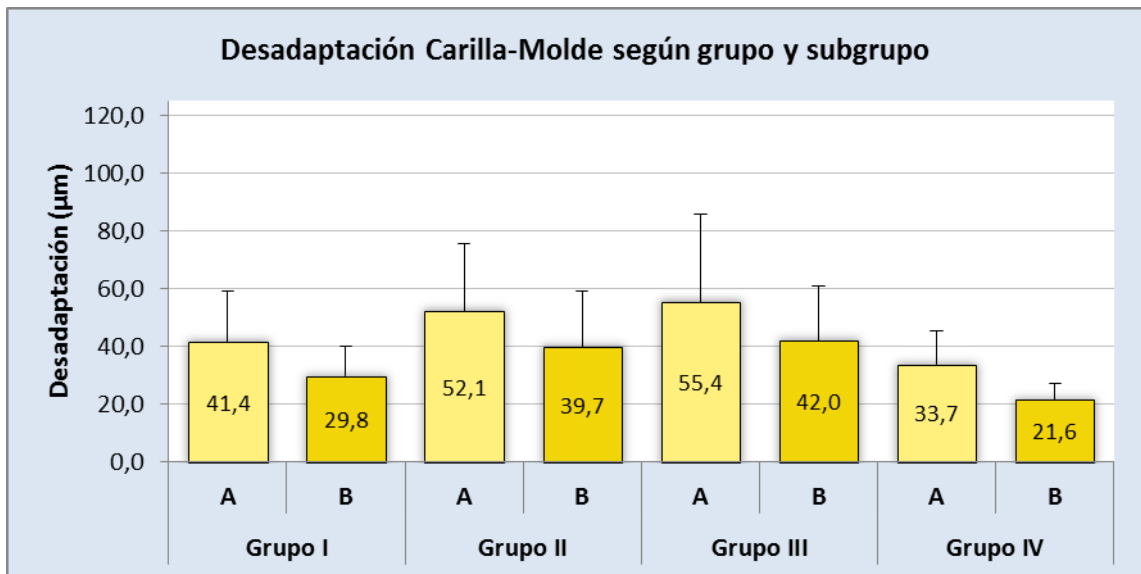


Fig. 18. Desadaptaciones (yeso-carilla). Media y desviación estándar (DS) según grupo y subgrupo. **Grupos:** G I Control: con desgaste del borde incisal de 1,5mm, por palatino 3mm de longitud y 0,5mm de profundidad, con chaflán; G II: desgaste del borde incisal de 1,5mm sin chaflán palatino; G III: desgaste del borde incisal de 1,5mm con chaflán palatino; G IV: desgaste del borde incisal de 1,5mm con bisel cóncavo palatino. **Subgrupos:** A) Sistema de moldeado CAD/CAM y B) Cerámica inyectada.

En el gráfico 18, se evidencia una diferencia de desadaptación entre subgrupos, en todos los grupos el subgrupo A, de moldeado CAD/CAM, registró una media de desadaptación mayor que el subgrupo B (sistema por inyección). No se analizó en detalle cada grupo en esta etapa, sólo se profundizó en dientes ya cementados.

Interface carilla – diente (sin cementar)

Para las mediciones de desadaptación entre la carilla y el diente sin cementar (Fig. 19), se procedió de manera análoga a la primera etapa (yeso-carilla), tal como puede observarse en las imágenes A) y B)

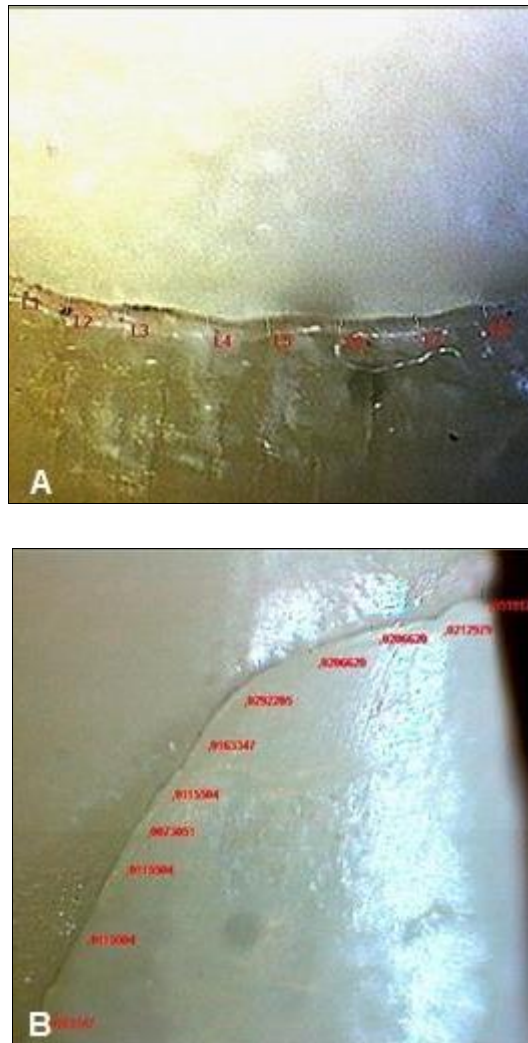


Fig. 19. Desadaptaciones carilla-diente sin cementar. Serie de 10 mediciones. A) Zona mesial, B) Zona palatina.

A continuación, se muestran los valores de desadaptación diente-carilla (sin cementar) según grupo y subgrupo registrados las mismas 80 muestras medidas anteriormente sobre los moldes (Fig. 20).

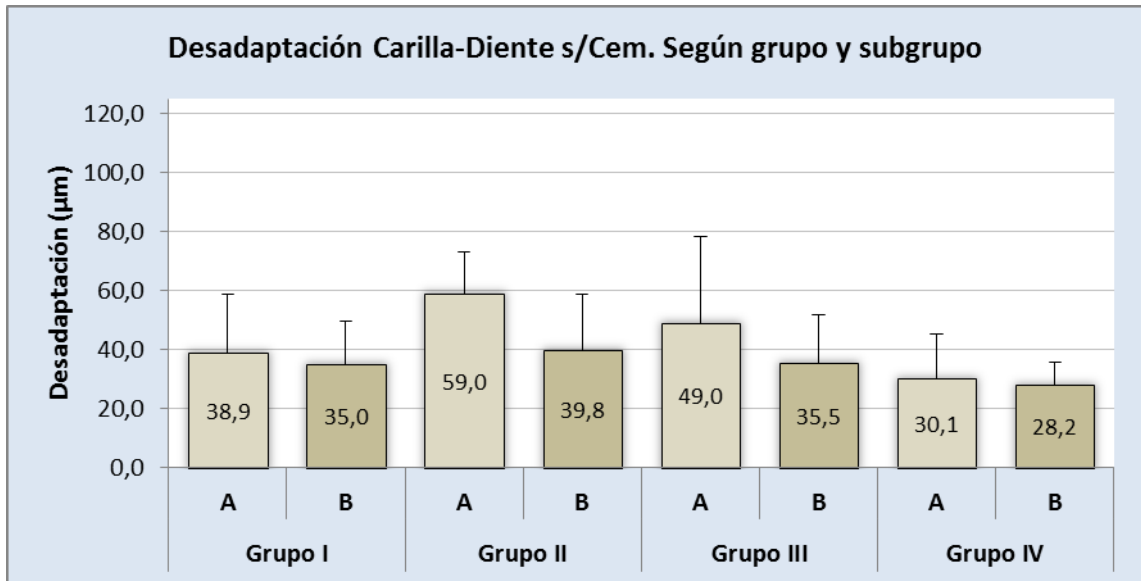


Fig. 20. Desadaptaciones (diente s/c - carilla). Media y Desviación Estándar según grupo y subgrupo.
Grupos: G I Control: con desgaste del borde incisal de 1,5mm, por palatino 3mm de longitud y 0,5mm de profundidad, con chaflán; G II: desgaste del borde incisal de 1,5mm sin chaflán palatino; G III: desgaste del borde incisal de 1,5mm con chaflán palatino; G IV: desgaste del borde incisal de 1,5mm con bisel cóncavo palatino. **Subgrupos:** A) Sistema de moldeado CAD/CAM y B) Cerámica inyectada.

En el gráfico, Fig. 20, se observa la misma tendencia que en el análisis de la unión yeso-carilla, e incluso los valores medios fueron muy semejantes a los obtenidos en la etapa anterior.

Interface carilla – diente (cementado)

Para realizar las mediciones de espesores marginales de cemento alojado entre la carilla y el diente (Fig. 21), se procedió, utilizando la misma metodología que en las etapas previas. Cabe mencionar que las dificultades para discernir la interface se incrementaron notablemente en este caso, debido a las características de translucidez y color propias del cemento que se mimetizaban con el diente y la carilla.



Fig. 21. Espesores de cemento. Serie de 10 mediciones.

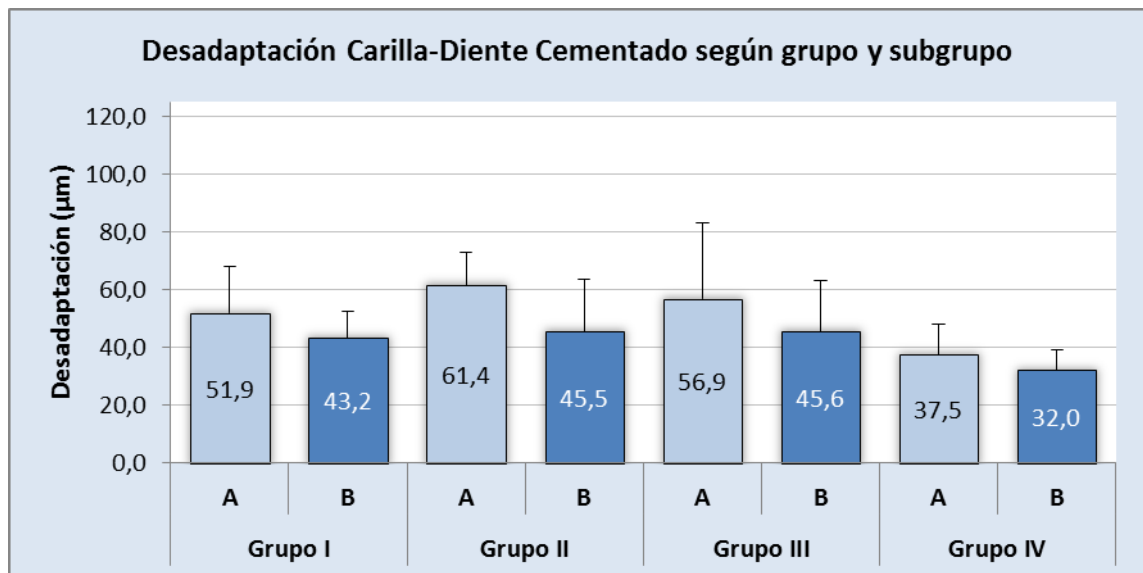


Fig. 22. Espesores de cements. Media y desviación estándar según grupo y subgrupo. **Grupos:** G I Control: con desgaste del borde incisal de 1,5mm, por palatino 3mm de longitud y 0,5mm de profundidad, con chafán; G II: desgaste del borde incisal de 1,5mm sin chafán palatino; G III: desgaste del borde incisal de 1,5mm con chafán palatino; G IV: desgaste del borde incisal de 1,5mm con bisel cóncavo palatino. **Subgrupos:** A) Sistema de moldeado CAD/CAM y B) Cerámica inyectada.

Si se comparan los valores obtenidos en esta etapa con los de la etapa previa al cementado, se notarán incrementos en todos los grupos.

El grupo con menor dispersión de valores de desadaptación (y más bajos) fue el grupo con bisel cóncavo palatino (GIV), y en particular el subgrupo B (GIV-B).

Correlación entre medidas de desadaptación antes y después de cementar

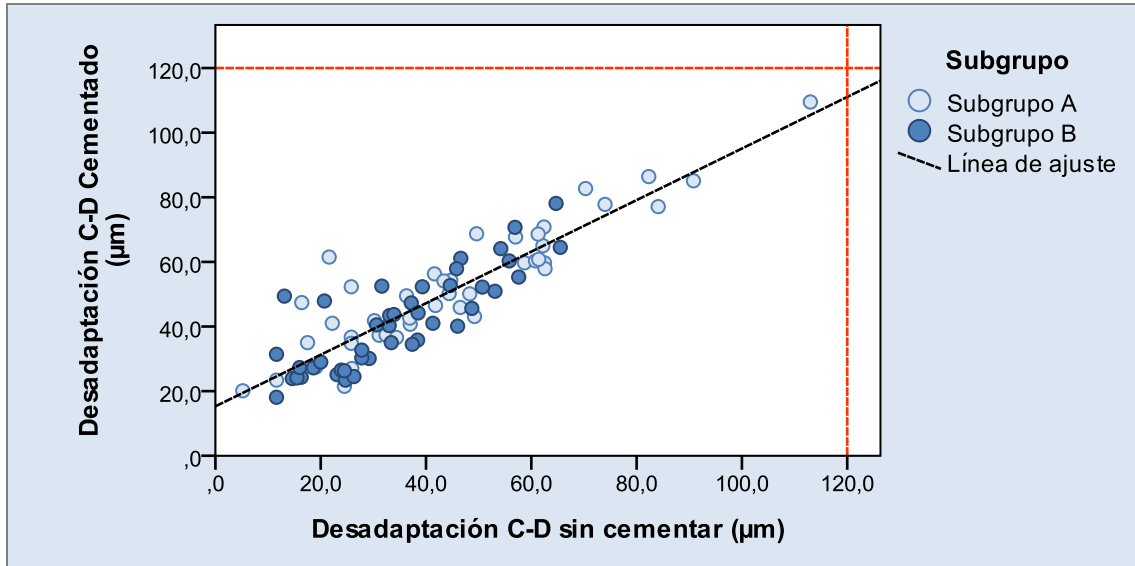


Fig. 23. Diagrama de dispersión:

Correlación entre medidas de desadaptación antes y después de cementar.

Subgrupos: A) Sistema CAD/CAM; B) Cerámica Inyectada

Se observa una marcada correlación entre los valores de desadaptación carilla-diente antes y después de cementado (Correlación de Spearman: Coeficiente=0,892; $p < 0,001$).

La recta de ajuste lineal (línea discontinua negra), corta al eje de diente cementado en aproximadamente $15\mu\text{m}$, este valor teórico indica que aun cuando la adaptación de la carilla en dientes sin cementar sea total (desadaptación cero), siempre existirá un espesor de película de cemento de alrededor de $15\mu\text{m}$ en promedio.

El cúmulo de puntos del subgrupo B (azul oscuro en la figura 23) muestra menor dispersión que el subgrupo A.

Correlación entre la desadaptación de carilla y la fuerza máxima registrada.

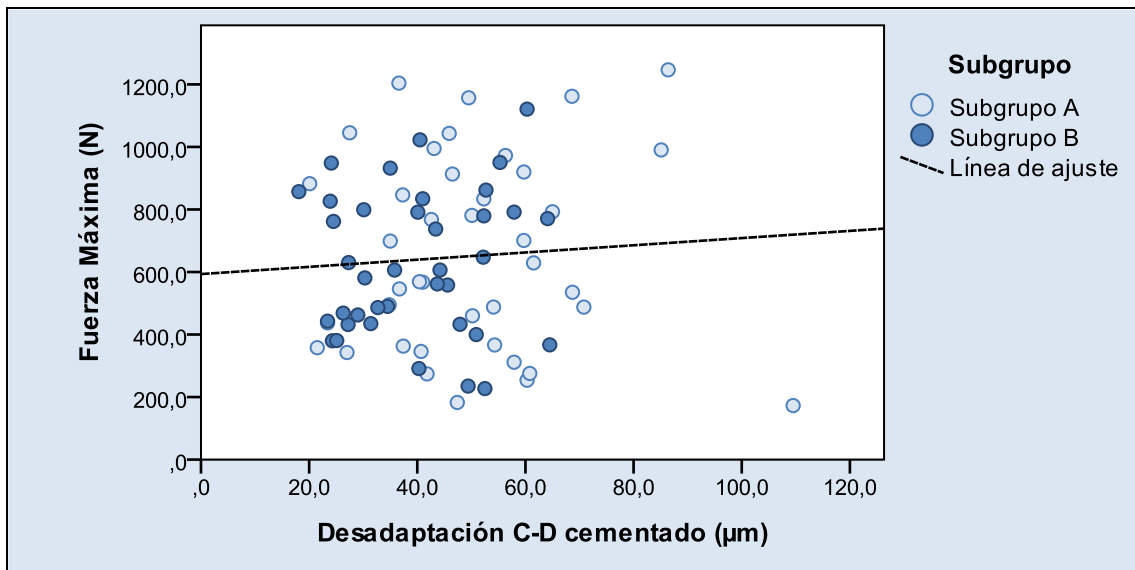


Fig. 24. Diagrama de dispersión:

Correlación entre desadaptación de carilla cementada y fuerza máxima aplicada.

Subgrupos: A) Sistema CAD/CAM; B) Cerámica Inyectada

No se verificó correlación entre las variables desadaptación carilla-diente cementado y fuerza máxima aplicada (Correlación de Spearman: Coeficiente=0,070; $p=0,571$; $p>0,05$).

Hay una gran dispersión en general y en ambos subgrupos, amplios rangos de fuerza para rangos estrechos de desadaptaciones.

La recta de ajuste lineal indica una leve tendencia a incrementar la resistencia a la fractura o desprendimiento de la carilla cuanto mayor es el espesor de cemento, al menos hasta los 90µm de espesor. En la Fig. 24, se observan dos valores próximos a 90µm correspondientes al subgrupo A en la región superior (fuerzas elevadas), y para el mismo subgrupo un valor de fuerza muy bajo (~ 200N) y la mayor desadaptación (110µm). Indudablemente la influencia que el espesor de cemento (dentro del límite superior fijado en este estudio) tiene sobre los valores de fuerza, es irrelevante en comparación con otros factores evaluados (grupo y subgrupo) y no evaluados (variables estructurales, fisuras no detectadas, edad del diente, etc.).

Análisis complementario

Desadaptación según grupo y subgrupo.

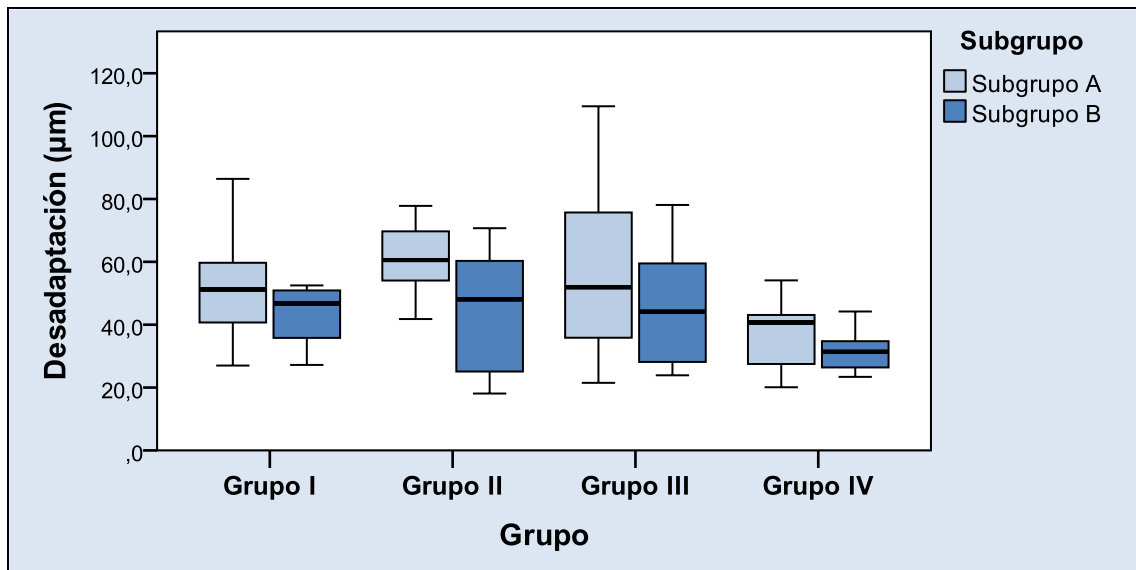


Fig. 25. Desadaptación Carilla-Diente cementado según grupo y subgrupo. Diagrama de cajas: Mediana (línea central); Valores mínimo y máximo (barras) y cuartiles centrales (caja).

Tabla 5. Desadaptación Carilla-Diente cementado según grupo y subgrupo

Grupo	Subgrupo	n	Media	DE	Mínimo	Mediana	Máximo
Grupo I	S. CAD/CAM (A)	10	51,9	16,1	27,0	51,2	86,4
	C. Inyectada (B)	10	43,2	9,3	27,2	46,8	52,5
Grupo II	S. CAD/CAM (A)	10	61,4	11,3	41,8	60,6	77,8
	C. Inyectada (B)	10	45,5	18,3	18,1	48,1	70,7
Grupo III	S. CAD/CAM (A)	10	56,9	26,2	21,5	51,9	109,5
	C. Inyectada (B)	10	45,6	17,7	23,9	44,2	78,1
Grupo IV	S. CAD/CAM (A)	10	37,5	10,7	20,1	40,7	54,1
	C. Inyectada (B)	10	32,0	7,1	23,4	31,4	44,2

En la tabla 5 se expresan los valores de tendencia central y de rango de la variable "Desadaptación" según grupo y subgrupo, de izquierda a derecha: Grupo; Subgrupo; Recuento de casos (n); Media; Desviación estándar (DE); Mínimo; Mediana y Máximo. **Grupos:** G I Control: con desgaste del borde incisal de 1,5mm, por palatino 3mm de longitud y 0,5mm de profundidad, con chaflán; G II: desgaste del borde incisal de 1,5mm sin chaflán palatino; G III: desgaste del borde incisal de 1,5mm con chaflán palatino; G IV: desgaste del borde incisal de 1,5mm con bisel cóncavo palatino.

Contraste estadístico

Se analizó si existía asociación entre el espesor estimado por observación exterior y los factores grupo y subgrupo mediante Anova de dos vías:

Variable evaluada: Desadaptación marginal

Factores introducidos en el modelo de Anova:

- Grupo o diseño de tallado
- Subgrupo o sistema de moldeado

Tabla 6. ANOVA de dos vías. Variable evaluada: *Desadaptación*. Factores introducidos en el modelo: *Grupo* o diseño de tallado y *Subgrupo* o sistema de moldeado

Factor	SC tipo III	GI	Media cuadrática	F	Sig. (p-valor)
Grupo	4474,6	3	1491,5	5,873	0,001
Subgrupo	2311,9	1	2311,9	9,103	0,003
Grupo * Subgrupo	314,8	3	104,9	0,413	0,744
Error	31522,3	70	450,3		
R cuadrado = 0,230 (R cuadrado corregida = 0,153)					

En el cuadro de ANOVA (tabla 6), se muestran los cálculos estadísticos relacionados con la varianza de los valores de desadaptación marginal. De izquierda a derecha: Factores, fuente u origen del efecto; suma de cuadrados tipo III (SC tipo III); Grados de libertad (gl); media cuadrática; Estadístico de Fisher (F) y nivel de significación estadística (p-valor).³

Los dos factores (grupo y subgrupo) mostraron un grado de asociación significativa sobre los valores de desadaptación marginal ($p < 0,05$). En tanto que no se verificó interacción significativa entre estos factores ($p > 0,05$).

³Las sumas de cuadrados tipo III se calcularon con el fin de descomponer la variabilidad total asociada a la variable evaluada (desadaptación marginal), según los factores grupo, subgrupo y la interacción entre ambos (Grupo * Subgrupo), que se interpretan como las fuentes de variación de los efectos. A partir de estos valores y de los grados de libertad se calcularon las medias cuadráticas y posteriormente se obtuvieron los valores estadísticos F, calculados como el cociente entre las medias cuadráticas de los factores y la media cuadrática del error o residuo (450,3 en este caso).

El determinante R^2 evidenció un moderado ajuste del modelo planteado (0,153 ó 15,3%), siendo el porcentaje restante (84,7%), atribuible al error experimental, que constituye la fuente de variación que aglutina a todos los componentes no controlados dentro del modelo de clasificación experimental.

Se contrastaron los grupos mediante pruebas de contraste múltiple (Test HDS de Tukey), a efectos de evaluar la magnitud de las diferencias entre los grupos y los grados de significancia de las pruebas (tablas 7 y 8).

Tabla 7. Pruebas de contraste múltiple entre grupos (Test HDS de Tukey)

(I) Grupo	(J) Grupo	Diferencia de medias (I-J)	Error típico	Sig. (p-valor)
Grupo I	Grupo II	-6,6	4,92	0,537
	Grupo III	-3,7	4,83	0,868
	Grupo IV	12,9	4,98	0,048
Grupo II	Grupo I	6,6	4,92	0,537
	Grupo III	2,9	4,70	0,925
	Grupo IV	19,5	4,86	0,001
Grupo III	Grupo I	3,7	4,83	0,868
	Grupo II	-2,9	4,70	0,925
	Grupo IV	16,6	4,76	0,004
Grupo IV	Grupo I	-12,9	4,98	0,048
	Grupo II	-19,5	4,86	0,001
	Grupo III	-16,6	4,76	0,004

En la tabla 7 se expresan las diferencias de desadaptación media (expresadas en μm) entre cada par de grupos. Se contrastaron los grupos (I) de la primera columna con los grupos (J) de la segunda columna. **Grupos:** G I Control: con desgaste del borde incisal de 1,5mm, por palatino 3mm de longitud y 0,5mm de profundidad, con chaflán; G II: desgaste del borde incisal de 1,5mm sin chaflán palatino; G III: desgaste del borde incisal de 1,5mm con chaflán palatino; G IV: desgaste del borde incisal de 1,5mm con bisel cóncavo palatino.

Tabla 8. Pruebas de contraste múltiple entre grupos (Test complementario de Tukey)

Grupo	N	Subconjunto	
		1	2
Grupo IV	20	34,6	
Grupo I	20		47,5
Grupo III	20		51,2
Grupo II	20		54,1
<i>Significación</i>		<i>1,000</i>	<i>0,523</i>

En la tabla 8 (test complementario de Tukey), se muestran las medias de los grupos de subconjuntos homogéneos. **Grupos:** G I Control: con desgaste del borde incisal de 1,5mm, por palatino 3mm de longitud y 0,5mm de profundidad, con chaflán; G II: desgaste del borde incisal de 1,5mm sin chaflán palatino; G III: desgaste del borde incisal de 1,5mm con chaflán palatino; G IV: desgaste del borde incisal de 1,5mm con bisel cóncavo palatino.

El grupo IV se diferenció significativamente de los demás, registrando los valores de desadaptación más bajos (34,6µm de media).

En cuanto al tipo de moldeado, la desadaptación resultó significativamente menor en el subgrupo B (por inyección) respecto al subgrupo A (Cad-Cam).

DISCUSIÓN

Aunque el éxito de las carillas cerámicas en la actualidad está bien establecido, la fragilidad del material con el que son confeccionadas, es un factor de riesgo, que influye en los resultados relacionados a largo plazo (47)

Una de las formas en que los clínicos seleccionan productos para sus prácticas, es mediante la comparación de las actuaciones de los materiales, in vivo y en estudios in vitro. (62)

Autores como Stokes y Hood, Zhao y Xie, recomiendan que las investigaciones sean realizadas a través de procedimientos clínicos (63, 41), otros como Stappert, AL-Makramani, Öztürk, consideran que, si bien los estudios realizados in vitro presentan limitaciones, ya que no reproducen exactamente el medio bucal ni la distribución de las fuerzas, contribuyen con criterios adicionales para la evaluación clínica y cuando son referidos a resistencia pueden dar información útil, para el diseño de estudios clínicos que se necesitan para citar los resultados definitivos. (30, 64, 65)

Para realizar este trabajo se utilizaron elementos dentarios humanos debido a que presentan propiedades únicas, que influyen en la investigación. Sin embargo, la utilización de estos elementos presenta seguramente limitaciones inevitables (43), que dificultan estandarizar las muestras y que se deben tener en cuenta en estos estudios, en momentos de elaborar las conclusiones. Por tal motivo y en función de reducir tal situación, fueron seleccionados, incisivos centrales superiores humanos recién extraídos, con dimensiones homogéneas de longitud gíngivo-incisal, mesio-distal y espesores en sentido vestíbulo-palatino, incluyendo solamente dientes libres de caries dental, grietas y desgastes excesivos.

Algunos autores acuerdan en que el diseño de la preparación dentaria para recibir carillas cerámicas, es un factor que contribuye en los resultados clínicos a distancia, frente a la posibilidad de fracturarse (52,53). Sin embargo, otros autores consideran que los datos obtenidos hasta el momento en relación a dicho comportamiento son insuficientes y controvertidos para asegurar si un diseño de preparación en relación a otro puede incidir en la fuerza de fractura de carillas cerámicas. (59)

Shetty y colaboradores a través de una revisión sobre los estudios clínicos y no clínicos para determinar las tasas de supervivencia de carillas basadas en diseño de preparación diferentes informaron que no existe todavía ningún consenso en cuanto a si los dientes deberían estar preparados o no para carillas, de todas maneras, las preparaciones más conservadoras han sido defendidas. (60)

Otras investigaciones clínicas, además, han informado que una de las principales razones de falla en carillas cerámicas corresponde a fractura, es decir, la posibilidad de soportar fuerzas. En relación a esta variable, se presentan factores que pueden incidir a tal conducta, como es el diseño de la preparación dentaria sobre la que asienta la restauración y el procedimiento de laboratorio con el que se ha confeccionado, en coincidencia con este estudio.

Esta variable y factores fueron analizados en el presente estudio experimental in vitro, considerando la fuerza aplicada expresada en Newton (N) a cada muestra hasta la fractura catastrófica como variable y como factores los diferentes diseños, definiendo los grupos y los sistemas de construcción para los subgrupos.

Ninguna de las variantes evaluadas (grupo y subgrupo) mostró ser un factor que influyera de forma significativa sobre los valores de fuerza requerida para despegar y/o fracturar las carillas, bajo las condiciones experimentales fijadas para los ensayos destructivos realizados en este estudio

En este sentido Sadighpour y colaboradores, (66) en concordancia con nuestro trabajo, no encontraron diferencias significativas al estudiar in vitro la resistencia a la fractura del material, cuando estas restauraciones fijas parciales, fueron confeccionadas de cerámica en incisivos centrales superiores humanos, divididos en tres grupos: GI: elementos dentarios intactos (sin restauraciones), GII: con restauraciones tipo III y GIII: restauraciones tipo IV, los dos últimos fueron obturados con composite, mientras que en todos los grupos confeccionaron idénticos diseños de preparación dentaria para carillas. Sin embargo y a pesar de lo no significativo, se encontraron valores desfavorables para los dientes que recibieron cavidad tipo IV en comparación con los dientes intactos. En relación a lo publicado por los autores antes citados y a pesar que en el presente estudio ninguna de las variantes evaluadas (grupo y subgrupo) mostró ser un factor que influyera de forma significativa sobre los valores de fuerza requerida para despegar y/o fracturar las carillas, el grupo IV

correspondiente a elementos dentarios con desgaste del borde incisal de 1,5mm con bisel cóncavo palatino (más conservador) registró los valores más altos (688,2N de media). De ambos estudios se puede deducir que las preparaciones conservadoras de tejido dentario podrían ser opciones valederas al instalar carillas cerámicas, soportando mejor la fuerza necesaria para despegar y/o fracturar las carillas, además mostraron menor incidencia porcentual de fracturas dentarias catastróficas.

Existen varios estudios sobre la tasa de supervivencia de estas restauraciones. Sin embargo, se han encontrado muy pocos referidos a la influencia de los diseños de preparación en relación a la tasa de éxito de estas restauraciones. Usualmente, una línea de acabado de chaflán se coloca en la zona del margen gingival y el esmalte es reducido por 0,3 – 0,5 mm, que permite conservar espesores de esmalte y, al mismo tiempo, se mantiene suficiente grosor de porcelana. (4, 67). No obstante, existe controversia si se cubre el borde incisal o no, en estas preparaciones.

En general dos son los tipos básicos de diseños que se han descrito: la preparación sin cobertura incisal y preparación con cobertura incisal.

En relación a esta problemática se encontraron en el año 1990 estudios referidos al diseño de preparación adjudicando diferencias con respecto al borde incisal, con algunos clínicos que defienden la preservación del borde incisal, mientras que otros prefieren superponerlo.

Aunque Rucker y colaboradores 1990 y Smales RJ, encontraron que las tasas de supervivencia a largo plazo mejoraron en dientes con cobertura incisal. (40,68), Meijering y colaboradores 1998 no encontraron diferencias entre cobertura y sin cobertura incisal. (69)

El presente estudio in vitro, si bien analizó solamente diferentes diseños de preparación dentaria para carillas cerámicas incluyendo el borde incisal, con un desgaste de 1,5 mm en todos los casos, con diferentes terminaciones de margen palatino y a pesar de no ser significativo, se pudo referir que los elementos dentarios incluidos en el grupo con bisel cóncavo palatino (grupo IV, más conservador), soportaron valores, promedios de fuerzas más altos, con respecto a los otros grupos, en relación a fractura y/o desprendimiento parcial o total de carilla, (688,2N de media), y la incidencia de fisuras o fracturas en el diente una vez concluido el ensayo (RR=0,798). Por tal motivo acordamos con estudios clínicos y no clínicos en los que

diferentes autores establecieron que las preparaciones recomendadas son aquellas más conservadoras. (60, 67)

Se ha comprobado que durante los movimientos protrusivos, la distribución del estrés en incisivos centrales superiores, en la posición mandibular inicial, en la mayor parte de la corona, están sometidos a fuerzas compresivas, mientras que hacia la posición de borde a borde se detecta una notable concentración de estrés en la fosa palatina, inducida por la exigencia flexional presentadas a dichos elementos dentarios.

El mini chanfer habitualmente es utilizado como terminación de margen palatino, pero deberá ser reemplazado por un margen más grueso o evitar la extensión de la preparación a la cara cóncava palatina, ya que es una zona de mayor estrés tensional durante la carga funcional. (61)

Analizando estos principios, se podría fundamentar los resultados del presente estudio, considerando que las muestras ubicadas a 45°, recibieron la carga en sentido vertical, en la cara palatina de la restauración cerámica, ubicando el eje de aplicación a 0,5mm del borde incisal y que mostraron valores de resistencia mayores para el grupo IV desgaste del borde incisal, con bisel cóncavo palatino, correspondiendo al diseño con ubicación del margen más alejado de la zona de mayor estrés tensional.

En la actualidad, diversos son los mecanismos que se disponen para elaborar carillas cerámicas. El sistema de fabricación Cad/Cam (Computer Aid Design- Computer Aid Machining) está cobrando mayor popularidad ya que permite al dentista producir restauraciones indirectas, utilizando bloques cerámicos sinterizados industrialmente, en una sola cita del paciente.

En una revisión realizada por Shenoy A y Shenoy N, concluyeron que entre otros factores que se deben tener en cuenta para el éxito productivo de estas restauraciones es el comportamiento del material con respecto al diseño de la restauración y el uso previo del sistema. (39)

En el presente estudio de los subgrupos A, en los que fueron incluidas carillas cerámicas con sistema Cad/Cam, Unidad de captación Cerec AC, scanner con tecnología Blue Cam (Sirona), Fresadora Sirona Modelo Inlab MC XL, Software Inlab 3D, (Consultorio Odontológico Prof. Dr. Claudio A. Ibáñez, Córdoba, Argentina), en los que se agregaron al sistema Cerec (Sirona), bloques como los Vitablocs for Cerec

/inLab, Mark II; se verificó una interacción significativa entre los factores grupo y subgrupo ($p=0,037$), particularmente los grupos I y IV en combinación con el moldeado Cad/Cam (subgrupo A) que mostraron una respuesta estructural más eficiente en relación a la fuerza aplicada en contraste con el moldeado B.

En contraposición, los grupos II y III presentaron una respuesta opuesta, con valores de fuerza mayores al utilizar carillas moldeados con la técnica por inyección (subgrupo B).

Teniendo en cuenta lo reportado de Shenoy, acordamos que estas diferencias pueden estar referidas al momento de diseño de la restauración para la técnica Cad/Cam y fundamentalmente a la exigente preparación dentaria muchas veces difícil de estandarizar, no obstante y a pesar de no encontrar fundamentación a la interacción significativa entre grupos y subgrupos, se visualiza que los valores de resistencia, correspondientes a los distintos factores, se encuentran dentro de valores normales de fuerza incisal hallados en la literatura, por tal motivo podrían ser indicados en carillas cerámicas anteriores. (50)

Figuroa y colaboradores, (36) en momentos de preferir un sistema de cerámica en rehabilitación de dientes anteriores escogieron el disilicato de litio (IPS e. Max Press) frente a la opción del sistema Cad.

Además, consideraron que, si bien el circonio es un material más resistente que el disilicato de litio, este se puede indicar para el sector anterior, ya que la fuerza incisal máxima relatada en la literatura varía de 90 N a 370 N (50, 36). Se prefiere además este sistema por estética, ya que el disilicato de litio al presentar mayor translucidez en comparación con el óxido de circonio, es un material mucho más estético con una apariencia más armónica y natural.

El óxido de circonio, es opaco y se requiere una mayor cantidad de porcelana de cobertura para conseguir ocultar el casquete. Por lo tanto, se deduce que podría ser un procedimiento más invasivo al requerir mayor desgaste de tejido dentario.

El valor máximo de la fuerza de fractura hallado, fue mayor que la fuerza masticatoria máxima y en consecuencia alcanza valores más altos que en los dientes naturales. Por lo tanto, los resultados del presente estudio pueden ser relevantes clínicamente. (50, 36)

Para la prueba de resistencia a la fractura en este trabajo experimental in vitro, se utilizó una máquina universal de ensayo (Digimess RS 8000). Estos procedimientos proporcionan un conocimiento limitado sobre las propiedades del material de las carillas en relación a tensiones fatigantes. Por consiguiente, estudios similares al presente, sólo aportan algunas pruebas de la capacidad de carga en una situación clínica.

Li Z y colaboradores (70), evaluaron en un estudio tridimensional de elementos finitos la influencia de diferentes diseños de preparación en la distribución de esfuerzos en un incisivo superior restaurado con carillas, en relación con diferentes materiales de restauración y condiciones de carga, concluyendo que el diseño de chaflán palatino de carillas de porcelana tolera mejor el estrés, mientras que el diseño sin chaflán (unión a tope) se vio favorecido por las carillas de resina compuesta, en particular bajo el movimiento de protrusión.

Sobre la base de estos resultados dichos autores proponen la posibilidad de mejor opción para carillas de porcelana un chanfle palatino, ya que brindan una distribución de tensiones más uniformes en la capa de cemento, y además este diseño podría debilitar el borde incisal delgado cuando se utilizan resinas compuestas, debido a que las cargas se transmiten directamente a los tejidos dentales.

En consecuencia, y en relación a los resultados de este estudio, si bien estadísticamente no resultaron significativas las diferencias entre los grupos respecto a la incidencia de fisuras o fracturas en el diente una vez concluido el ensayo, el riesgo asociado de sufrir rupturas fue menor dentro del grupo IV ($RR=0.798$), o expresado de manera complementaria, el riesgo relativo (RR) asociado a no fracturarse fue mayor ($RR=2,61$) o sea 2,61 veces más probable que el resto de los grupos de no fracturarse, en contraste con el grupo I, en el cual la probabilidad de ocurrencia de fracturas y/o fisuras dentarias al momento de desprenderse o romperse una carilla por acción de fuerzas excesivas fue de 1,293 veces mayor que el resto; por ende podemos aportar dentro de las limitaciones de este estudio, incorporar un nuevo diseño como es el desgaste del borde incisal con bisel cóncavo palatino, que podría decidir al momento del diagnóstico, cuando se opte por carillas cerámicas al de un material compuesto.

Turkaslan y colaboradores al estudiar fortaleza a la fractura, no encontraron diferencia

significativa al comparar, carillas cerámicas indirectas elaboradas con sistema Cad/Cam (1° y 2° grupos) y carillas directas confeccionadas con resina compuesta de restauración (3° grupo), cementadas con resina de curado dual para los tres grupos e interponiendo una capa de fibra de vidrio de 0,06 mm en los grupos 2° y 3°. Sin embargo y a pesar que los valores de carga para fracturar los distintos materiales utilizados en las carillas no fueron estadísticamente significativos, los modos de fallos marcaron diferencias ya que para el grupo 1° predominó el adhesivo, para el grupo 2° el cohesivo en la capa de cemento y en el grupo 3° fracaso cohesivo en el laminado. En consecuencia, los modos de fractura pueden verse influenciados por esta fuerte estructura cohesiva del cemento de resina con fibra. (71)

El presente estudio no indagó el modo de fallo en relación a la adhesión y cohesión, pero si bien no se verificó correlación entre las variables desadaptación carilla-diente cementado y fuerza máxima aplicada, se observó en el diagrama de dispersión que la correlación entre desadaptación de carillas cementadas y fuerza máxima aplicada, la recta de ajuste lineal indica una leve tendencia a incrementar la resistencia al desprendimiento y/o fractura de carillas cuanto mayor es el espesor de cemento.

Esta situación podría estar asociada a la acción biocinética, al aumento de flexibilidad del diente restaurado, que puede mejorar la vida útil de la restauración. Indudablemente la influencia que el espesor de cemento (dentro del límite superior fijado en este estudio) tiene sobre los valores de fuerza es irrelevante en comparación con otros factores evaluados (grupo y subgrupo) y no evaluados (variables estructurales, fisuras no detectadas, edad del diente, etc.), los cuales marcan las limitaciones de este estudio y motivan tenerlos en cuenta en próximas investigaciones.

Aboushelib y colaboradores al investigar adaptación interna, precisión marginal y microfiltración, en un estudio experimental, en carillas cerámicas, concluyeron que las confeccionadas con sistema de inyección producen mayor adaptación marginal, homogénea y más delgado espesor de la película de cemento y mayor resistencia a la microfiltración, comparadas con otras elaboradas con sistema CAD/CAM (72).

El análisis de desadaptación marginal de las restauraciones parciales puede realizarse previo a la cementación ya que las mediciones posteriores presentan factor de confusión en relación a los excesos de cemento. Sin embargo, medir la desadaptación

marginal previo al cementado no refleja la discrepancia marginal real como en boca, ya que el cemento aumenta ese espacio. (73,74)

Si bien el valor de la desadaptación marginal encontrados en nuestro estudio como método para establecer espesor de cemento es poco relevante, la marcada correlación entre los valores de desadaptación carilla-diente antes y después del cementado, demostrados en la recta de ajuste lineal, corta el eje de diente cementado en aproximadamente 15 μm , indicando que aún, cuando la adaptación de la carilla en dientes sin cementar sea total (desadaptación cero), siempre existirá un espesor de película de cemento de alrededor de 15 μm en promedio, en este sentido el grupo IV (desgaste del borde incisal de 1,5mm con bisel cóncavo palatino) registró valores de desadaptación marginal significativamente menores que los obtenidos en el resto de los grupos. Por otra parte, las carillas moldeadas mediante el sistema por inyección mostraron una mejor adaptación, con valores de desadaptación marginal significativamente menores que las carillas moldeadas con sistema CAD-CAM).

CONCLUSIONES

Dentro de las limitaciones del presente estudio in vitro y teniendo en cuenta los resultados obtenidos se puede concluir que:

- El diseño palatino de la preparación dentaria en incisivos centrales superiores, para recibir carillas cerámicas es un factor que no influye significativamente sobre los valores de fuerza requerida para despegar y/o fracturar dichas restauraciones confeccionadas con sistema de inyección y Cad/Cam.
- El desgaste del borde incisal de 1,5 mm con bisel cóncavo palatino ofrece valores de desadaptación marginal significativamente menores que el resto de las preparaciones dentarias. Por otra parte, las carillas moldeadas mediante el sistema por inyección muestran una mejor adaptación, con valores de desadaptación marginal significativamente menores que las carillas moldeadas con sistema Cad-Cam.
- Al establecer el valor medio de fuerza necesaria para fracturar el material cerámico en cada una de las muestras, este estudio reveló que todos los diseños aquí mostrados podrían ser utilizados ya que fueron superiores en todos los casos a la fuerza incisal máxima relatada en la literatura.
- Teniendo en cuenta las conclusiones anteriores podemos inferir que el diseño del grupo IV, desgaste del borde incisal de 1,5mm con bisel cóncavo palatino, resultaría una opción valedera a la hora de optar por diferentes diseños y ser un aporte interesante para nuevos estudios.

BIBLIOGRAFÍA

1. Ivoclarvivadent.es [Internet] Madrid: IPS e.MAX Press; 2016 [actualizado 21 set 2016; citado 1 Jul 2016] Disponible en: <http://www.ivoclarvivadent.es/es-es/productos/ceramica-sin-metal/ips-emax-system-tecnico-dental/ips-emax-press>
2. Rekow ED, Silva NRFA, Coelho PG, Zhang Y, Guess P, Thompson VP. Performance of Dental Ceramics: Challenges for Improvements *J Dent Res* 2011;90(8):937-952.
3. Osorio E, Aguilera FS, Osorio R, García-Godoy F, Cabrerizo-Vilchez MA, Toledano M. Determining efficacy of monitoring devices on ceramic bond to resin composite. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2012; 17:833-40.
4. Peumans M, Van Meerbeek B, Lambrechts P, Vanherle G. Porcelain veneers: A review of literature. *J Dent*. 2000; 28:163–177.
5. Strassler HE. Minimally invasive porcelain veneer: indications for a conservative esthetic dentistry treatment modality. *Gen. Dent*. 2007; 55:686–712. [PubMed]
6. Claman L, Alfaro MA, Mercado A. An interdisciplinary approach for improved esthetic results in the anterior maxilla. *J Prosthet Dent* 2003; 89:1-5
7. Wiedhahn K, Kerschbaum T, Fasbinder DF. Clinical longterm results with 617 Cerec veneers: a nine-year report. *Int J Comput Dent* 2005; 8:233-46.
8. Park DJ, Yang JH, Lee JB, Kim SH, Han JS. Esthetic improvement in the patient with one missing maxillary central incisor restored with porcelain laminate veneers. *J Adv Prosthodont* 2010; 2(3):77-80.
9. Magne P, Magne M, Belser UC. Adhesive restorations, centric relation, and the Dahl principle: minimally invasive approaches to localized anterior tooth erosion. *Eur J Esthet Dent* 2007; 2:260-73.
10. Christensen GJ, Why use resin cements. *J Indiana Dent Assoc*. 2010;89(3):6-8.
11. Abreu A, Rucker MB, Loza MA, Brackett WW. Restoration of Anterior Dental Erosion with a Combination of Veneers and Crowns: A 3-Year Case Report. *P R Health Sci J* 2015 Dec.; 34(4): 222-4.
12. Layton DM, Clarke M. A systematic review and meta-analysis of the survival of feldspathic porcelain veneers over 5 and 10 years. *Int J Prosthodont*. 2013 Mar-Apr; 26(2):111-24.
13. Morimoto S, Albanesi RB, Sesma N, Agra CM, Braga MM. Main Clinical Outcomes of Feldspathic Porcelain and Glass-Ceramic Laminate Veneers: A Systematic Review and Meta-Analysis of Survival and Complication Rates. *Int J Prosthodont*. 2016; 29(1):38-49.

14. Magne P, Hanna J, Magne M. The case for moderate "guided prep" indirect porcelain veneers in the anterior dentition. The pendulum of porcelain veneer preparations: from almost no-prep to over-prep to no-prep. *Eur J Esthet Dent.* 2013. 8(3):376-88.
15. Farias-Neto A, Gomes EM, Sánchez- Ayala A, Sánchez-Ayala A, Vilanova LS. Esthetic Rehabilitation of the Smile with No-Prep Porcelain Laminates and Partial Veneers: Case Rep Dent 2015; 45 27-65.
16. Cherukara GP, Seymour KG, Zou L, Samarawickrama DY. Geographic distribution of porcelain veneer preparation depth with various clinical techniques. *J Prosthet Dent* 2003; 89(6): 544-50.
17. Perdigao J, Reis A, Loguercio AD. Dentin adhesion and MMPs: A comprehensive review. *J EsthetRestDent.* 2013; 25: 219-41.
18. Poitevin A, De Munck J, Van Ende A, Suyama Y, Mine A, Peumans M, et al. Bonding effectiveness of self-adhesive composites to dentin and enamel. *Dent Mat.* 2013; 29: 221-30
19. Granell Ruíz M, Agustín Panadero R, Fons Font A, Román Rodríguez JL, Solá Ruíz MF. Influence of bruxism on survival of porcelain laminate veneers. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2014; 19: 426-32.
20. Flury S, Peutzfeldt A, Lussi A. Influence of increment thickness on microhardness and dentin bond strength of bulk fill resin composites. *Dent Mat.*2014; 30: 1104-112.
21. Gurel G, Sesma N, Calamita MA, Coachman Ch, Morimoto S. Influence of Enamel Preservation on Failure Rates of Porcelain Laminat Veneers. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2013; 33: 31–39.
22. Oztürk E, Bolay S. Survival of porcelain laminate veneers with different degrees of dentin exposure: 2-year clinical results. *J Adhes Dent.* 2014; 16(5):481-9.
23. Lin TM, Liu PR, Ramp LC, Essig ME, Givan DA, Pan YH. Fracture resistance and marginal discrepancy of porcelain laminate veneers influenced by preparation design and restorative material in vitro. *J Dent* 2012; 40:202-9.
24. Brunton PA, Richmond S, Wilson NH. Variations in the depth of preparations for porcelain laminate veneers. *Eur J Prostodont Restor Dent* 1997; 5:89-92.

25. Alavi AA, Behroozi Z, Nik Eghbal F. The Shear Bond Strength of Porcelain Laminate to Prepared and Unprepared Anterior Teeth. *J Dent (Shiraz)*. 2017 Mar; 18(1):50-55.
26. Granell-Ruiz M, Fons-Font A, Labaig-Rueda C, Martínez-González A, Román Rodríguez JL, Solá-Ruiz MF. A clinical longitudinal study 323 porcelain laminate veneers. Period of study from 3 to 11 years. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2010; 15:531-537.
27. Reitz PV, Aoki H, Yoshioka M, Uehara J, Kubota Y. A cephalometric study of tooth position as related to facial structure in profiles of human beings: a comparison of Japanese (Oriental) and American (Caucasian) adults. *J Prosthet Dent* 1973; 29:157-66.
28. Magne P, Kwon KR, Belser UC, Hodges JS, Douglas WH. Crack propensity of porcelain laminate veneers: a simulated operator evaluation. *J Prosthet Dent*. 1999; 81(3):327-34.
29. Coachman C, Gurel G, Calamita M, Morimoto S, Paolucci B, Sesma N. The influence of tooth color on preparation design for laminate veneers from a minimally invasive perspective: case report. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2014 Jul-Aug;3.
30. Öztürk E, Bolay Ş, Hickel R, Ilie N. Shear bond strength of porcelain laminate veneers to enamel, dentine and enamel-dentine complex bonded with different adhesive luting systems. *J Dent*. 2013; 41: 97–105.
31. Pincus CR. Building mouth personality. *J South Calif Dent Assoc* 1938; 14:125-9.
32. Berger CC. Control of esthetics for anterior Clowns. *Dent Survey* 1965; 41:54.
33. Bowen RL, Paffenbarger GC, Sweeney WT. Bonding porcelain teeth to acrylic resin denture bases. *J Am Dent Assoc* 1967; 44:1018-23.
34. Horn HR. Porcelain laminate veneer bonded to etched enamel. *Dent Clin North Am* 1983; 27: 671-84.
35. Fons-Font A, Solá-Ruiz MF, Granell-Ruiz M, Labaig -Rueda C, Martínez-González A. Choices of ceramic for use in treatments with porcelain laminate veneers. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2006; 11: 297-302.
36. Figueroa RI, Cruz FG, De Carvalho RF, Leite FP & Chaves MG AM. Rehabilitación de los dientes anteriores con el sistema cerámico disilicato de litio. *Int. J. Odontostomat* 2014; 8(3):469-474.

37. Puchades O, Solá MF, Martínez A, Labaig C, Fons A, Amigó V. Estudio de la composición y estructura de las coronas completas de cerámica. *Revista Internacional de Prótesis Estomatológica* 2004; 6:330-8.
38. Edward A, McLaren DS, Tran CP. *Ceramics in Dentistry-Part I: Classes of Materials*. Inside dentistry. 2009; 5 (9).
39. Shenoy A, Shenoy N. Dental ceramics: An update. *J Conserv Dent*. 2010; 13(4):195-203.
40. Rucker LM, Richter W, MacEntee M, Richardson A. Porcelain and resin veneers clinically evaluated 2- year results. *J Am Dent Assoc*. 1990; 121:594-6.
41. Zhao JF, Xie HX. Clinical analysis of 255 dental crown fractures. 2009; 27(1):58-9.
42. Ivoclarvivadent.es [Internet] Madrid: IPS e.MAX Press; 2014 [actualizado 16 Oct 2014; Citado 1 Juli 2016] Disponible en: <https://www.ivoclarvivadent.com/zoolu-website/.../IPS+e-max+Pr.Ivoclar>.
43. Heintze, SD.; Cavalleri, A.; Zellweger, G.; B.chler, A. & Zappini, G. Fracture frequency of all-ceramic crowns during dynamic loading in a chewing simulator using different loading and luting protocols. *Dent. Mater* 2008; 24(10):1352-61.
44. Bindl A, Mörmann WH. Clinical and SEM evaluation of all-ceramic chair-side CAD/CAM-generated partial crowns. *Eur J Oral Sci* 2003; 111:163-9.
45. Friedman MJ. 15 years review of porcelain veneer failure - A Clinician observation. *Compend Contin Educ Dent*. 1998; 19(6):625–628.
46. Tamini Elicequi LE: Carillas o frentes estéticos de adhesión directa. En: *Operatoria dental (segunda edición)*. Ed. Alfaomega Grupo Editor Argentino S.A. Alfaomega. Buenos Aires 2011, pp 255-273.
47. Beier US, Kapferer I, Burtscher D, Dumfahrt H. Clinical performance of porcelain laminate veneers for up to 20 years. *Int J Prosthodont*. 2012; 25:79-85.
48. Zarone F, Epifania E, Leone G, Sorrentino R, Ferrari M. Dynamometric assessment of the mechanical resistance of porcelain veneers related to tooth preparation: a comparison between two techniques. *Journal of Prosthetic Dentistry* 2006; 95:354–63.

49. Sundh A, Molin M, Sjögren G. Fracture resistance of yttrium oxide partially-stabilized zirconia all-ceramic bridges after veneering and mechanical fatigue testing. *Dent Mater* 2005; 21:476-82.
50. Yildirim, M.; Fischer, H.; Marx, R. & Edelhoff, D. In vivo fracture resistance of implant-supported all-ceramic restorations. *J. Prosthet. Dent* 2003; 90(4):325-31.
51. Stevenson B, Ibbetson R. The effect of the substructure on the colour of samples/restorations veneered with ceramic: a literature review. *J Dent* 2010; 38(5):361-8.
52. Calamia JR, Calamia CS. Porcelain laminate veneers: Reasons for 25 years of success. *Dent Clin North Am* 2007; 51:399-417.
53. Peumans M, De Munck J, Fieuws S, Lambrechts P, Vanherle G, Van Meerbeek B. A prospective ten-year clinical trial of porcelain veneers. *J Adhes Dent* 2004; 6:65-76.
54. Da Costa DC, Coutinho M, de Sousa AS, Ennes JP, A meta-analysis of the most indicated preparation design for porcelain laminate veneers, *J. Adhes. Dent.* 15 (3) (2013) 215–220.)
55. Walls AW, Steele JG, Wassell RW. Crowns and other extra-coronal restorations: porcelain laminate veneers. *Br Dent J* 2002; 193:73-6,79-82.
56. Edelhoff D, Sorensen JA. Tooth structure removal associated with various preparation designs for anterior teeth. *J Prosthet Dent* 2002; 87:503-9.
57. Layton D, Walton T. An up to 16-year prospective study of 304 porcelain veneers. *Int J Prosthodont* 2007; 20:389-96.
58. Kaste LM, Gift HC, Bhat M, Swango PA. Prevalence of incisor trauma in persons 6–50 years of age: United States. *J Dent Res* 1996; 75:696–705.
59. Jankar AS, Kale Y, Kangane S, Ambekar A, Sinha M, Chaware S. Comparative evaluation of fracture resistance of Ceramic Veneer with three different incisal design preparations - An In-vitro Study. *J Int Oral Health* 2014;6(1):48-54
60. Shetty A, Kaiwar A, Shubhashini N, Ashwini P, Naveen D, Adarsha M, Shetty M, Meena N. Survival rates of porcelain laminate restoration based on different incisal preparation designs: An analysis *J Conserv Dent.* 2011; 14(1):10-5.

61. Magne P, Versluis A, Douglas WH. Rationalization of incisor shape: Experimental-numerical analysis. *J Prosthet Dent* 1999; 81:345-355.
62. Lee JJ, Nettey-Marbell A, Cook Jr A, Pimenta LA, Leonard R, Ritter AV. Using extracted teeth for research: the effect of storage medium and sterilization on dentin bond strengths. *J Am Dent Assoc.* 2007; 138:1599–603.
63. Stokes AN, Hood JA. Impact fracture characteristics of intact crown human central incisors. *J Oral Rehabil* 1993; 20:89-95.
64. Stappert FJ, Ozden U, Gerds T, Strub JR. Longevity and failure load of ceramic veneers with different preparation designs after exposure to masticatory simulation. *J Prosthet Dent.* 2005; 94(2).
65. AL-Makramani BMA, Razak AAA, Abu-Hassan MI. Effect of Luting Cements on the Compressive Strength of Turkom-Cera All-ceramic Copings. *J Contemp Dent Pract* February 2008; (9) 2:033-040.
66. Sadighpour L, Geramipanah F, Allahyari S, FallahiSichani B, KharaziFard MJ. *In vitro* evaluation of the fracture resistance and microleakage of porcelain laminate veneers bonded to teeth with composite fillings after cyclic loading. *J Adv Prosthodont.* 2014; 6(4):278-84.
67. Hahn P, Gustav M, Hellwig E. An *in vitro* assessment of the strength of porcelain veneers dependent on tooth preparation. *J Oral Rehabil* 2000; 27:1024-9
68. Smales RJ, Etemadi S. Long term survival of porcelain laminate veneers using two preparation designs: A retrospective study. *Int J Prosthodont.* 2004; 17:323-6
69. Meijering AC, Creugers NH, Roeters FJ, Mulder J. Survival of three types of veneer restorations in a clinical trial: a 2.5-year interim evaluation. *J Dent* 1998; 26:563-8.
70. Li Z, Yang Z, Zuo L, Meng Y. A three-dimensional finite element study on anterior laminate veneers with different incisal preparations. *J Prosthet Dent.* 2014; 112(2):325-33.
71. Turkaslan S, Bagis B, Akan E, Mutluay MM, Vallittu PK. Fracture strengths of chair-side generated veneers cemented with glass fibers. *Niger J Clin Pract.* 2015; 18(2):240-6.

72. Aboushelib MN, Elmahy WA, Ghazy MH. Internal adaptation, marginal accuracy and microleakage of a pressable versus a machinable ceramic laminate veneers. *Journal of dentistry*. 2012; 40 670-677.

73. Lin TM¹, Liu PR, Ramp LC, Essig ME, Givan DA, Pan YH. Fracture resistance and marginal discrepancy of porcelain laminate veneers influenced by preparation design and restorative material in vitro. *J Dent*. 2012 Mar; 40(3):202-9.

74. Beschnidt SM¹, Strub JR. Evaluation of the marginal accuracy of different all-ceramic crown systems after simulation in the artificial mouth. *J Oral Rehabil*. 1999 Jul; 26(7):582-93.