



UNC

Universidad
Nacional
de Córdoba



UNIVERSIDAD NACIONAL DE CÓRDOBA

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

ESCUELA DE POSGRADO

**“EVALUACIÓN DE LA ADAPTACIÓN MARGINAL Y RESISTENCIA
A LA FRACTURA DE INCRUSTACIONES (ONLAY)
CONFECCIONADAS CON DIFERENTES MATERIALES Y FIJADAS
CON DISTINTOS MEDIOS CEMENTANTES”**

TESISTA:

OD. MARÍA DE LAS MERCEDES JUÁREZ PEÑALVA

DIRECTOR:

PROF. DR. CLAUDIO A. A. IBAÑEZ

CÓRDOBA, 2019



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

COMISIÓN DE TESIS:

Prof. Dra. Nora Brasca

Prof. Dr. Gustavo Castellano

Prof. Dr. Claudio A. A. Ibáñez

JURADO DE TESIS:

Prof. Dra. Nora Brasca

Prof. Dr. Gustavo Castellano

Prof. Dr. Gustavo Molina

Tesista: Juárez Peñalva, María de las Mercedes

Director de tesis: Prof. Dr. Claudio A. A. Ibáñez

Co-director de tesis: Prof. Dra. María del Carmen Urquía Morales

DEDICATORIAS

A mi mamá, Iliana Amalia Martínez, quien me transmitió su pasión por la investigación y me enseñó que a la ciencia no solo hay que estudiarla sino que también tenemos que hacer nuestro aporte.

A mi papá, Horaco, quien me enseñó a disfrutar de todo lo que hacemos en la vida, siempre con una sonrisa.

A los dos porque ambos, de una u otra forma, son grandes escritores ...

A mi marido, Bartolo, que estuvo a mi lado apoyándome en cada momento para que esta tesis fuera posible.

A mis hijos Clari y Barto, que me permitieron usar “nuestro” tiempo para dedicarle horas a este trabajo.

A mis hermanos y sus parejas, que siempre valoran mis estudios y mis esfuerzos por mejorar.

AGRADECIMIENTOS

Al Dr. Claudio Ibáñez, quien me incentivó a realizar mi tesis doctoral brindándome las herramientas necesarias de manera incondicional para poder realizar mi trabajo.

A Melisa Ferrada, alumna, ayudante de cátedra, compañera que me ayudó sin condición en diferentes etapas del trabajo.

A mis compañeros de cátedra Diego Noroña, Lucas Echandía, Gustavo Ormeño y José Cacciamano, que se preocuparon por ayudarme en cada paso en que los necesité.

A Luis Croharé, quien gracias a la pasión por su trabajo y a su experiencia pudo obtener los resultados en poco tiempo buscando llevar a la excelencia los resultados obtenidos.

A la Facultad de Odontología, por brindarme el espacio y las instalaciones para poder realizar mi tesis.

A mis asesores de tesis, Dr. Jorge Uribe Echeverría, Dr. Gustavo Castellano, y Dra. Nora Brasca, por sus aportes realizados.

A todas aquellas personas que de una u otra manera colaboraron para hacer posible la concreción de este proyecto.

CERTIFICADO DEL COMITÉ DE ÉTICA:

 UNC		
COMITÉ ACADÉMICO DE INVESTIGACIONES EN SALUD (CAIS) FACULTAD DE ODONTOLOGIA. UNC		
Título del Proyecto N° CIEIS- ODO- CAIS. Otros	Evaluación de la adaptación marginal y resistencia a la fractura de incrustaciones (onlay) confeccionadas con diferentes materiales y fijadas con distintos medios cementantes.	
Autor responsable	Proyecto ODO N° 4T María de la Mercedes Juárez Peñalva	
Director responsable	Claudio A A Ibáñez	
Trabajo Patrocinado	Describir brevemente: No es patrocinado.	
Material biológico de origen humano	Describir brevemente: Se comparará la resistencia a la fractura entre incrustaciones confeccionadas con composite CAD-CAM y resina nanocerámica, y su relación de acuerdo al medio cementante así como el sellado marginal externo e interno.	
Aprobado	Firma Coordinador (o en su reemplazo quien corresponda)  Mptr. E. Sánchez Jarama	Lugar y Fecha Córdoba, 21/05/15

ÍNDICE

COMISIÓN DE TESIS:.....	1
DEDICATORIAS	2
AGRADECIMIENTOS	3
CERTIFICADO DEL COMITÉ DE ÉTICA:	4
ÍNDICE.....	5
ABREVIATURAS:	7
RESUMEN	8
ABSTRACT	10
INTRODUCCIÓN	12
MARCO TEÓRICO.....	12
Incrustaciones onlay.....	12
a- Indicaciones	12
b- Tallado	13
c- Materiales	15
d- Fijación	19
e- Resistencia a la fractura.....	24
f- Adaptación marginal externa.....	25
HIPÓTESIS.....	27
OBJETIVOS.....	28
MATERIALES Y MÉTODOS	29
A- Selección de las muestras	29
B- Grupos de Trabajo	30
C- Preparación dentaria.....	31
D- Preparación de los bloques.....	33
E- Cementado	36
F- Análisis de la adaptación marginal externa.....	40
G- Prueba de resistencia a la fractura	41
H- Mediciones de la angulación intracuspídea.....	42
ANÁLISIS ESTADÍSTICOS Y RESULTADOS.....	43
Adaptación marginal externa	47
Angulación intracuspídea.....	51
Correlación entre la angulación intracuspídea y la fuerza de ruptura	54
Modelo Lineal Generalizado	55

DISCUSIÓN	57
CONCLUSIONES	59
REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS	61
ANEXO 1	64
ANEXO 2	67
ANEXO 3:	68

ABREVIATURAS:

- Prof. : Profesor
- Dr. : Doctor
- Dra. : Doctora
- A.B.O.: Área de Biología Oral
- U.N.C: Universidad Nacional de Córdoba
- CAD-CAM: Computer Aided Design- Computer Aided Machine
- USA: United States of America
- LAC: Límite amelocementaria
- MOD: mesio-ocluso-distal
- Mpa: Megapascales
- T: Translucent
- HT: high translucent
- ST: Super Translucent
- SDI: Sellado Dentinario Inmediato
- PSI: Unidad de presión
- N: Newton
- V: Vestibular
- P: Palatino
- M: Mesial
- D: Distal
- RC: Resina Compuesta
- DE: Desviación Estandar
- MLG: Modelo Lineal Generalizado

RESUMEN

El objetivo de este trabajo fue comparar la resistencia a la fractura entre incrustaciones confeccionadas con composite CAD-CAM, cerámica híbrida CAD-CAM y cerámica feldespática CAD-CAM y su relación de acuerdo al medio cementante y el sellado marginal externo.

Se seleccionaron 50 premolares que fueron ubicados en un bloque de acrílico, incorporando la raíz hasta 3 mm por debajo de la unión amelocementaria con refuerzo metálico externo, para su adaptación a un dispositivo ad-hoc. Se dividieron en 4 Grupos (n=10) y 2 Grupos (n=5) de acuerdo al material y al cemento. Cada pieza dentaria recibió una preparación, simulando una erosión oclusal avanzada, se realizó un acondicionamiento con ácido fosfórico al 37,5% (Ultra-Etch, Ultradent, San Pablo, Brasil) por 15 segundos, se aplicó el sistema adhesivo Adper™ Single Bond 2 (3M Espe St. Paul, Minnesota, USA) con Microbrush International regular nº 3 (Heran, China), se polimerizó durante 20 segundos con lámpara de luz halógena Qhl 75 (Dentsply Caulk, Milford, USA). Los premolares fueron restaurados utilizando el Sistema Cerec 3 AC Bluecam Cerec software V 4.0 de Sirona Dental System GmbH (Bensheim, Alemania). La superficie oclusal fue programada para generar espesores promedio de 0,6 mm para el surco principal, un máximo de 1,3 mm para los vértices cuspidos, y de 1,00 mm para las vertientes internas.

Cada pieza fue sometida a fuerzas compresivas en una Máquina de Ensayos Universal, aplicando una carga con una velocidad de desplazamiento igual a 0,5 mm por minuto hasta el cese por fractura catastrófica.

Se midió la desadaptación de los márgenes de la preparación en sus caras V, P, M y D de los 6 Grupos de estudio.

Se obtuvieron valores medios a partir del análisis de los grupos de acuerdo al **material y cemento**, con mayor *resistencia a la fractura* para el Grupo 1, seguido por el Grupo 2. Luego, y con diferencias estadísticamente significativas, siguieron los Grupos 3 y 4; siguiendo, con valores bastante más bajos, los Grupos 5 y 6.

De acuerdo al **material**, los valores registrados de fuerza de ruptura asociados al material Paradigm MZ100 superaron a los de VitaEnamic y éstos a su vez a VitaBlocks MarkII.

No se observaron diferencias estadísticamente significativas del análisis de los grupos de acuerdo al **medio cementante**.

En relación a la información de las *mediciones de desadaptación marginal* teniendo en cuenta material y cemento, no fueron diferencias estadísticamente significativas.

Se verificó la correlación entre los valores de desadaptación y la fuerza de ruptura: a menor desadaptación, mayor fuerza de ruptura, lo cual implica una mayor resistencia a la fractura.

Del análisis de la angulación intracuspídea, se verificó un grado de correlación significativo entre los valores de angulación intracuspídea y la fuerza de ruptura: a mayor angulación, mayor fuerza de ruptura.

Teniendo en cuenta el modelo lineal generalizado, el factor "Material" fue el único que resultó estadísticamente significativo respecto a la resistencia a la fractura de las incrustaciones onlay, Paradigm MZ100 fue quien se posicionó en primer lugar.

Palabras Clave: Adaptación Marginal. Carillas Oclusales. CAD-CAM

ABSTRACT

The objective of this work was to compare the resistance to fracture among dental onlays made with CAD-CAM composite, CAD-CAM hybrid ceramics and CAD-CAM feldspathic ceramics, and their relation according to the cementing medium as well as the external marginal seal.

Fifty bicusps or premolars were selected, each sample was placed in an acrylic block incorporating the root to 3 mm below the cemento-enamel junction with external metallic reinforcement, to be adapted to an ad-hoc device. They were divided into 4 groups (n = 10) and two groups (n = 5) according to the material and cement. Each piece received a preparation, simulating an advanced occlusal erosion then, a conditioning was performed with 37.5% phosphoric acid (Ultra-Etch, Ultradent, Sao Paulo, Brazil) for 15 seconds, the Adper™ Single Bond 2 adhesive system (3M Espe St. Paul, Minnesota, USA) with regular Microbrush International no 3 (Heran, China), then adhesive resin was polymerized for 20 seconds with a halogen lamp light Qhl 75 Dentsply Caulk (Milford, USA). They were restored using the Cerec System 3 AC Bluecam Cerec software V 4.0 from Sirona Dental System GmbH (Bensheim, Germany). The occlusal surface was programmed to generate average thicknesses of 0.6 mm for the main groove, a maximum of 1.3 mm for the cusp apexes and 1.00 mm for the internal slopes.

Each piece was subjected to compressive forces in a Universal Testing Machine, with a displacement speed equal to 0.5 mm per minute until cessation due to catastrophic fracture.

We measured the margins mismatch of the preparation on their faces V, P, M and D of the 6 study groups.

Average values were obtained according to the material and cement, with greater resistance to fracture for Group 1, followed by Group 2. Then, and with statistically significant differences, Groups 3 and 4 and with much lower values, Groups 5 and 6.

From the analysis according to the material, the recorded values of breaking force associated with the Paradigm MZ100 surpassed those of VitaEnamic and these in turn to VitaBlocks MarkII.

No statistically significant differences were observed in the analysis of the groups according to the cementing medium.

Taking into account material and cement, there was less marginal mismatch with Group 1, followed by Group 2, Group 3, the group 4, group 5 and finally group 6. According to the material, the best results were obtained with Paradigm MZ100,

followed by VitaEnamic and finally VitaBlocks Mark II. According to the cementing medium there were no significant differences.

From the correlation between the mismatch values and the breaking force was verified: the lower the mismatch the greater the breaking strength, which implies a greater resistance to the fracture.

From the analysis of the intracuspид angulation, a significant degree of correlation was verified between the values of intracuspид angulation and the values of rupture force: the greater the angulation, the greater the rupture force.

Taking into account the generalized linear model, it was obtained that the "Material" factor was the only one that was statistically significant.

Keywords: Marginal Adaptation. Occlusal Veneers CAD-CAM

INTRODUCCIÓN

Los avances en odontología restauradora permiten rehabilitar las piezas dentarias, con tratamientos de mínima invasión. Estos avances sugieren que, cuando es necesario restaurar una pieza dentaria que ha perdido parte de su estructura, se intente en un primer momento hacerlo a través de una obturación de operatoria. Pero, cuando existe pérdida de cúspides, terminaciones de las cavidades muy bajas o, lesiones de erosiones oclusales severas, se considera conveniente recurrir al uso de restauraciones indirectas, ya que la contracción de polimerización puede producir desadaptación marginal. Las restauraciones indirectas de elección son las incrustaciones (1, 2). Las incrustaciones que incluyen las cúspides de la pieza dentaria se denominan incrustaciones onlay, mientras las que no las incluyen se conocen como incrustaciones inlay (1). Este trabajo se focaliza en las incrustaciones onlay.

MARCO TEÓRICO

Incrustaciones onlay

a- Indicaciones

Las incrustaciones de tipo onlay presentan múltiples indicaciones, en particular, devolver la anatomía perdida de la cara oclusal. Esta se puede perder por diferentes causas, tales como, caries, fracturas, abrasión, atrición y/o erosión. La pérdida de la cara oclusal por caries o fracturas se da, generalmente, en piezas dentarias individuales, mientras que la abrasión, erosión y atrición producen pérdida generalizada de las caras oclusales del paciente.

El desgaste dental existe desde el origen de la humanidad, conllevando una pérdida de estructura dentaria fisiológica de entre 20 y 38 micrómetros por año, que se considera normal. Superados estos números, los desgastes se consideran patológicos.

La dieta de nuestros antepasados se constituía por alimentos que tenían partículas gruesas, las cuales, producían facetas de desgaste resultantes de los componentes abrasivos de los alimentos. Las dietas modernas parecen carecer de componentes abrasivos pero contienen ácidos capaces de desmineralizar el esmalte dentario, lo que potencia el desgaste y la abrasión (3-4).

Se han identificado diferentes tipos de desgaste de las piezas dentarias tales como la abrasión, la abfracción, la erosión o la atrición.

La **abrasión** es el desgaste de la estructura dentaria causada por el frotado, raspado o pulido provenientes de objetos extraños, los que, al contactar con los dientes generan pérdidas de tejidos duros a nivel del límite amelocementario (LAC) (3).

La **abfracción** es la lesión en forma de cuña en el LAC causada por fuerzas oclusales excéntricas (no axiales) que llevan a la flexión dental. Actualmente, se denomina “síndrome de compresión”. Una vez que el diente produce la abfracción, el mismo queda expuesto a la erosión y abrasión, lo que se denomina “corrosión por estrés”. Una abfracción tiene un gran valor diagnóstico porque representa un disturbio oclusal. Estas lesiones son comunes en dientes anteriores superiores y premolares superiores e inferiores. Con relación a este tema, diversos autores han encontrado correlación entre este tipo de lesiones y el desgaste oclusal por bruxismo (3). El bruxismo puede generar movilidad dentaria o desgaste. Por esto, cuando estamos en presencia de un paciente bruxómano, es probable que, si el diente se mueve o está desgastado, la abfracción esté muy atenuada o, incluso, no esté presente (3).

La **erosión**, también llamada “corrosión”, se define como la pérdida de la superficie de la estructura de las piezas dentales por acción química, ante la presencia continua, en forma prolongada y reiterada en el tiempo, de agentes desmineralizantes, especialmente ácidos y quelantes que no involucra la influencia de bacterias. Los dientes con erosión poseen como característica clínica, una superficie suave de aspecto ligeramente rugoso y opaco. El esmalte se ve liso, opaco, sin decoloración, sin periquematías, y con matriz inorgánica desmineralizada, mientras que en la dentina se observan aberturas en forma de embudo, las cúspides aparecen erosionadas en forma de copa o cúspide invertida. Esto lleva a que las restauraciones se presenten por encima de la estructura dentaria que la rodea, dando la sensación de que emergiera del diente. La erosión dental se produce en todas las superficies dentales, pero es característico en palatino de los dientes anteriores superiores, donde se forma un hombro cervical, y en las superficies oclusales de los primeros molares inferiores. Estos presentan, a veces, sensibilidad dental (3-4).

La **atrición** es el desgaste que se da en forma recíproca, tanto en maxilar superior como en inferior, que abarca las caras oclusales de los molares, bordes incisales de caninos y caras palatinas de incisivos. Es de proceso lento (3).

b- Tallado

Es importante tener en cuenta que un tratamiento de rehabilitación dental generalmente se realiza después de inactivar la erosión, evaluando la necesidad de

dicho tratamiento en forma individual, ya que mismo grado de daño puede generar la necesidad de un tratamiento diferente de acuerdo a cada paciente.

Las prótesis fijas siguen siendo el centro de la rehabilitación de la dentadura adulta. Hasta hace pocos años, las rehabilitaciones oclusales totales requerían de restauraciones coronarias totales en las piezas involucradas. Sin embargo, este tratamiento es complejo y altamente invasivo agregando el dilema de tener que eliminar más tejido dentario para lograr retención (4).

Estudios recientes han aportado progresos significativos en los tratamientos, superando el tradicional enfoque sustractivo, y redirigiéndolo hacia un enfoque aditivo. El tratamiento de rehabilitación oclusal de tipo aditivo, requiere involucrar varias piezas dentarias, muchas veces necesitando mínimos espesores para devolver los tejidos perdidos (5). A la hora de realizar la preparación dentaria para recibir las restauraciones oclusales, nos encontramos con dientes que están tallados naturalmente por el desgaste ya sufrido. Es decir que solo suavizamos ángulos agudos o redondeamos bordes filosos.

Diferentes autores han estudiado distintos aspectos de los tallados sobre lo que se pueden cementar las incrustaciones.

Schlichting y col (8) analizaron diferentes opciones de materiales de confección de restauraciones oclusales que fueron cementadas sobre tallados que simularon erosiones oclusales severas.

También se ha estudiado la resistencia a la fractura teniendo en cuenta la preparación cavitaria realizada. Fonseca y col, en su estudio comparativo de resistencia a la fractura entre composite procesado en laboratorio SR Adoro, (Ivoclar, Vivadent Ellwangen an der Jagst, Alemania) de incrustaciones cementadas sobre diferentes tallados cavitarios, concluyeron que, a pesar de utilizar diferentes tallados cavitarios, no se observaron diferencias con relación a la resistencia a la fractura. Pero, sí se encontraron diferencias con relación a los dientes intactos, siendo estos más resistentes a la fractura en todos los casos (9).

Otra importante contribución fue la de Vailati y col sugirieron una técnica de rehabilitación oclusal, donde indican realizar un tallado conservador, manteniendo las caras oclusales desgastadas y colocando las restauraciones sobre ellas aumentando de esta manera la dimensión vertical perdida (6-7).

La evidencia científica indica que las carillas oclusales son una mejor alternativa en el tratamiento de erosiones oclusales severas, si la comparamos con las restauraciones coronarias totales. Este tipo de restauraciones se realiza muchas veces sin tallados dentarios, lo que significa una gran ventaja a nivel biológico (8-9-10-5-6-7).

Gracias a la nueva tecnología de materiales, es que podemos acceder a restauraciones con mínimos espesores y utilizando las nuevas técnicas adhesivas se logran excelentes resultados.

c- Materiales

Existe una gran variedad de materiales cerámicos, resinosos y combinaciones de ambos que presentan propiedades que les permiten perdurar a lo largo del tiempo (1, 2).

Al analizar las *técnicas de trabajo*, es importante considerar que el uso de materiales para rehabilitaciones protéticas se puede realizar tanto por técnicas de laboratorio tradicionales como por técnicas maquinadas.

El método tradicional para fabricar cerámicas ha sido descrito como un método lento, con una técnica sensible y que, debido a la cantidad de pasos que tiene lo hace impredecible. Es por esto que la tecnología CAD-CAM es una nueva alternativa tanto para laboratorios como para los odontólogos. Esta tecnología reduce el tiempo de fabricación de las restauraciones; además, los bloques fabricados industrialmente son más homogéneos y las restauraciones tienen menos fallas cuando se las compara con otras técnicas (11).

En lo que se refiere a *materiales* utilizados para confeccionar una restauración protética de tipo onlay, se puede mencionar que, a principios del siglo pasado, solo se utilizaban restauraciones metálicas forjadas sobre piezas dentarias escasamente desgastadas debido a la precariedad de los instrumentales y las limitaciones de las técnicas de laboratorio. Luego, aparecieron los colados de oro, que fueron reemplazando las restauraciones forjadas; le siguieron las aleaciones con otros metales menos nobles y no nobles que contribuyeron a disminuir los costos (12).

Rebossio aseguraba que el material de elección, en 1950, era el metal, y el oro era lo que proveía más y mejor adaptación marginal y otorgaba resistencia a las fuerzas generadas por el diente (13).

En 1950, Rebossio describe, dentro de los materiales de elección para la construcción de incrustaciones, el metilmetacrilato. Este autor sostenía que si bien era sabido que el metacrilato no era impermeable, era otro medio de obturación a quien echar mano cuando las condiciones fueran favorables. Es decir se debía sacrificar sellado marginal por estética (13). Este tipo de incrustaciones de acrílico tenía una serie de limitaciones en las indicaciones, no podían realizarse en cavidades mesiooclusodistales (MOD) y las reconstrucciones que afectaran más de dos caras, tampoco en cavidades extracoronaes o cavidades triturantes poco profundas. Las incrustaciones acrílicas

eran elaboradas con acrílicos de termocurado por la técnica de enmuflado o también podían elaborarse de manera inyectada (13).

Es a partir de 1962, que Weinstein y Weinstein patentaron un sistema para cocinar cerámica sobre una estructura metálica, ampliándose las posibilidades de utilización. En 1965, McLean y Hughes desarrollaron una porcelana reforzada con cristales de alúmina para evitar la estructura metálica, de uso limitado al sector anterior (12).

En la actualidad las cerámicas, resinas y sus combinaciones han evolucionado presentando excelentes resultados no solo estéticos sino de adaptación. Nos referiremos a los materiales analizados en esta tesis.

- Cerámica Feldespática

Vitablocks Mark II (Vita Zahnfabrik, Frankfurt, Alemania)

Las primeras restauraciones que se realizaron con sistemas CAD-CAM fueron a partir de bloques de una cerámica feldespática de granos finos Vitablock Mark I en el año 1985. En 1991 se introduce una nueva variedad de cerámica feldespática que reportaba una resistencia a la flexión de 100 Mpa y que ascendía a 160 Mpa cuando era cementada. Este material cerámico tiene excelentes propiedades estéticas y es recomendado especialmente para la fabricación de carillas vestibulares, inlays, onlays, coronas individuales anteriores y posteriores. Sin embargo no se lo considera un material lo suficientemente fuerte para áreas de gran carga posterior.

Este material se recomienda que sea arenado con partículas abrasivas, acondicionado con ácido fluorhídrico y silanizado para poder luego ser cementado (11).

- Composite

Paradigm MZ100 (3M ESPE, St. Paul, Minnesota, USA)

Los composites constituyen un grupo de materiales que si bien aparecieron hace ya unos años, no fueron utilizados adecuadamente, generando fracasos, producidos por la falta de experiencia y padecidos a lo largo del tiempo.

Tanto los composites como los sistemas adhesivos han ido evolucionando logrando resultados muy satisfactorios. Sin embargo, es necesario reconsiderar la expectativa de vida y tomar conciencia del control y el mantenimiento que requieren los composites.

Los composites están constituidos por tres fases:

- ✓ una fase orgánica (matriz)
- ✓ una fase de unidades de relleno
- ✓ un agente de enlace

Fase orgánica:

Esta fase está constituida por moléculas insaturadas que contienen grupos vinílicos llamados “monómeros”. Esta fase es la que actúa como aglutinante del relleno, permite la unión entre las diferentes capas del material y otras estructuras como los tejidos dentarios y aporta el mecanismo de endurecimiento de estos materiales.

Las variaciones en cuanto a proporción y tipos de monómeros incorporados, permiten contar con materiales de mayor o menor viscosidad, pegajosidad y contracción de polimerización. (14)

De acuerdo a la viscosidad del composite se los puede clasificar en:

- Composites Condensables: son materiales con mejoras en cuanto a su viscosidad, resistencia al desgaste, manipulación y condensabilidad.
- Composites fluidos: Tienen muy baja viscosidad. Poseen menores propiedades mecánicas pero mayor elasticidad lo que permite acompañar los cambios dimensionales del diente debido a la flexión. Se los utiliza especialmente para lesiones cervicales (clase 5, abfracciones, abrasiones, erosiones), para pequeñas lesiones de clase 1, reparar algún defecto marginal, para reforzar paredes de lesiones grandes, para aliviar el estrés producido durante la polimerización en los materiales más rígidos, y otros usos.

Fase de unidades de relleno

El relleno de los composites tiene un papel fundamental en las diferentes propiedades mecánicas, físicas, químicas y ópticas del material. El comportamiento final del composite va a depender de la cantidad, forma, composición y tipo de relleno así como del tamaño de sus partículas. Según el tipo y tamaño de componente cerámico se pueden clasificar en:

- Microhíbridos y Nanohíbridos
- Microparticulados
- Nanoparticulados

El tipo y tamaño de partículas cerámicas incorporadas determina su comportamiento, esto es la resistencia al desgaste, capacidad de obtención de lisura superficial y mantenimiento del pulido.

Mientras mayor sea su porcentaje, mejores propiedades mecánicas tiene el composite en cuanto a su rigidez (módulo de elasticidad) lo cual es fundamental en situaciones en las que el material está sometido a cargas oclusales. Los porcentajes menores al 60% generalmente son utilizados para la confección de composites con características específicas de fluidez y cierta flexibilidad en el producto (composite flow).

El material utilizado para las incrustaciones es un composite condensable de alta carga inorgánica que se polimeriza por luz, calor, presión o la combinación de estos métodos, y que posee en general un desgaste oclusal similar al de una amalgama (14).

Utilizando incrustaciones de composite se minimizan los problemas derivados de la contracción de polimerización: filtración marginal, desadaptación, sensibilidad postoperatoria y recidiva de caries. Además permite confeccionar adecuadamente los contactos proximales.

En la actualidad contamos con la posibilidad de acceder al composite en formato de bloques prefabricados que se fresan con las máquinas de tecnología CAD-CAM.

Estos bloques son fabricados por diferentes casas comerciales. La marca 3M que cuenta con dos variedades, Paradigm MZ100 (3M ESPE, St. Paul, Minnesota, USA) y Innovative nanoparticulado (3M ESPE, St. Paul, Minnesota, USA). En este trabajo utilizamos Paradigm MZ100.

Este composite, presenta excelente resistencia a la fractura o chipping, integridad marginal, resistencia al desgaste, combinación de matices, y estética. Además no necesitan ser glaseados y no requieren acondicionamiento con ácido fluorhídrico.

Existen algunas ventajas de los composites sobre las cerámicas: no desgasta el esmalte del antagonista, puede ser reparado, tiene módulo de elasticidad más parecido al de la dentina. Y presentan algunas desventajas en relación a las cerámicas: con el tiempo, los composite se desgastan, pierden su color original ya que se van pigmentando, no logran el pulido superficial que logran las cerámicas, además las cerámicas presentan un módulo de elasticidad más parecido al esmalte.

- Cerámica Híbrida

VitaEnamic. Vita Zahnfabrik (Frankfurt, Alemania)

Consiste en una cerámica híbrida con matriz dual de cerámica y polímero. Estos bloques son fabricados bajo la marca comercial VitaEnamic de Vita Zahnfabrik (Frankfurt, Alemania) y se presenta comercialmente como monocromática y multicromática en hasta tres grados de translucidez (T, HT, ST).

Con este material se pueden confeccionar restauraciones resistentes gracias a la cerámica híbrida con gran capacidad de carga y propiedades de absorción de las fuerzas oclusales.

También se pueden realizar tratamientos no invasivos o mínimamente invasivos, ya que la cerámica híbrida posibilita trabajar con espesores reducidos.

d- Fijación

En lo relacionado a la retención de las incrustaciones, durante años se basó solo en la traba mecánica. A partir de la aparición de medios cementantes adhesivos, las restauraciones pueden fijarse también a través de la adhesión micromecánica-química, lo que favorece el éxito a largo plazo de las restauraciones más conservadoras (15).

El éxito de una fijación depende de la preparación dentaria, el ajuste y adaptación de la restauración sobre ella, la selección del medio cementante y de la técnica de fijación (1).

La palabra cemento implica un material que permite unir, pegar o adherir dos cuerpos. Es así como, en odontología, cementar o fijar una restauración rígida implica que la misma logre los mecanismos necesarios para sostenerse sobre un diente (16).

La retención de una restauración sobre el remanente dentario será mayor mientras se ponga mayor cantidad de superficie dentaria- restauración, mientras haya mayor fricción entre ambas partes y mientras se logre mayor rendimiento del medio cementante.

Una elección inadecuada del sistema de cementado puede comprometer el éxito de las restauraciones indirectas.

Bertoldi Hepburn afirma que las estructuras rígidas se pueden fijar de diferentes maneras:

- Fijaciones convencionales
- Fijaciones adhesivas
- Fijaciones semiadhesivas.

Las fijaciones *Convencionales* son aquellas que se basan en mejorar la traba mecánica entre las partes a través de la colocación del medio cementante. Además utilizan cementos, compuestos por un polvo y un líquido, los que tienen la ventaja de presentar tolerancia a la humedad, ser económicos, de manipulación bien conocida por el clínico y no necesitan preparación previa de los sustratos, entre otras ventajas. Pero tienen como desventaja que se diluyen en contacto con la saliva, son poco o nada translúcidos lo que complica el resultado estético y solo los cementos que incluyen ácidos policarboxílicos en la composición del líquido pueden adherirse químicamente a los tejidos dentarios aunque con bajos valores. Los medios cementantes más empleados para las fijaciones convencionales definitivas son el fosfato de zinc, el policarboxilato de zinc y el cemento de ionómero vítreo.

Las fijaciones *Adhesivas* son aquellas que se basan en que el medio cementante logra la adhesión tanto con la superficie dentaria como con la superficie de la restauración. Estas tienen la ventaja de que no se diluyen en contacto con saliva, por lo que hay menos riesgo de filtración marginal, se pueden realizar tallados más conservadores ya que la fijación no depende solo de la traba mecánica sino que colabora la adhesión, permite integrar mejor los materiales a la superficie sobre la que se asientan y de esa forma se protegen las estructuras protéticas trasladando las tensiones a su subsuperficie, protegen el tejido pulpar, se obtiene mejor resultado estético y generalmente superan a otros medios cementantes en cuanto a la resistencia a la tracción, flexión, compresión, desgaste y fatiga. Pero presentan técnicas de manipulación más complejas, donde se debe tratar tanto el sustrato dentario como a la restauración. Emplean un medio cementante resinoso como material de cementado, por ejemplo los de activación dual, fotoactivables, autoactivables u opcionales.

Las fijaciones *Semiadhesivas* emplean medios cementantes híbridos o resinosos con características particulares. Estos tienen la ventaja de lograr insolubilidad marginal, algo de adhesión y se trabajan clínicamente como si fueran convencionales, es decir sin tratar el sustrato dentario ni el protético. Estos pueden ser los ionómeros de vidrio modificados con resina o híbridos y los medios cementantes resinosos adhesivos autograbantes.

Existen restauraciones, como las carillas vestibulares y las oclusales, que necesitan **de manera imprescindible** una fijación adhesiva a través de un medio cementante

resinoso, debido a que estos casos no presentan retención mecánica por fricción. Deben lograr la integración superficial de la restauración ya que no existe una infraestructura que genere refuerzo mecánico, y si no se integraran físicamente a su subsuperficie, las fuerzas generadas durante la función generarían tensiones que terminarían fracturando la restauración.

Cuando las restauraciones presentan una base metálica o cerámica de alta resistencia, la adhesión es accesoria y generalmente en estos casos puede obviarse (1).

- Fijación Adhesiva:

Existe en el mercado una gran variedad de materiales para lograr cementado adhesivo. Debemos poder reconocer cuál está indicado en cada caso.

Clasificación:

Podemos clasificar los medios cementantes adhesivos de acuerdo a su modo de polimerización en:

- *Autoactivables:*

Se presentan en dos pastas o polvo y líquido. Se indican cuando existen zonas donde la luz de activación no pueda alcanzar adecuadamente al material, ej: coronas o incrustaciones con base opaca (metal, alúmina, zirconio) y pernos o postes radiculares. Presentan propiedades físicas más bajas.

- *Duales:*

Se presentan en dos pastas igual que los anteriores con la particularidad de que la polimerización se inicia al activar la luz halógena. Para conseguir buenas propiedades físicas deben recibir suficiente radiación lumínica. Por esta razón el espesor de la restauración no debería superar los 4 mm para alcanzar un grado óptimo de polimerización.

- *Fotoactivables:*

Sólo polimerizan activados por la luz. Indicados en restauraciones translúcidas delgadas que permiten el paso de la luz. Ej: carillas vestibulares, carillas oclusales, frentes estéticos de base polimérica o porcelana translúcida.

Estos cementos pueden comprarse como cementos de fotocurado o pueden utilizarse composites de restauración de viscosidad normal o fluidos, por

ejemplo para inlays u onlays de base translúcida como porcelanas feldespáticas o composites. Estos composites al tener mayor contenido cerámico y mayor resistencia física y al desgaste pueden mejorar el sellado marginal e incluso compensar algún desajuste.

Algunas técnicas reducen la viscosidad del material calentándolo previamente y luego recupera su viscosidad al alcanzar la temperatura del ambiente oral.

Acondicionamiento

- Acondicionamiento de la preparación dentaria:

Sobre el *esmalte* se recomienda acondicionar con ácido fosfórico al 37%, lavado y secado de la superficie para elevar la tensión superficial.

Sobre la *dentina*, va a depender en gran medida del estado de la pulpa. Si esta se encuentra vital y existen áreas muy próximas al tejido pulpar el acondicionamiento con ácido fosfórico al 37% puede ser muy nocivo para la pulpa, por lo que se recomiendan ácidos más suaves como los que se encuentran en los sistemas adhesivos autograbantes o los primers (1).

Cuando la superficie que compone la preparación dentaria es no biológica (metal, composite, ionómero de vidrio, etc.) se recomienda realizar aislamiento absoluto y microarenado intraoral para generar microrrugosidades y elevar la energía superficial. Luego se realiza el acondicionamiento con ácido fosfórico al 37%.

En lo que respecta a la polimerización del adhesivo, algunos recomiendan no fotopolimerizarlo para evitar que se forme una capa y altere la adaptación de la estructura, sin embargo lo ideal es fotopolimerizarlo en su momento previo a adelgazar esa capa de adhesivo con un chorro de aire. Excepto aquellos casos donde se cementan restauraciones translúcidas que el adhesivo puede ser fotopolimerizado conjuntamente con el medio cementante resinoso.

Actualmente se recomienda realizar este acondicionamiento del sustrato dentario en forma previa a la toma de impresiones realizando lo que se llama el Sellado Dentinario Inmediato (SDI). Una vez acondicionada la dentina se debe polimerizar el adhesivo colocando una barrera de aire en el adhesivo para que no interfiera con la silicona ni con la impresión óptica. Algunos autores que han estudiado con este protocolo observan una mejora en las fuerzas adhesivas si se realiza. Sin embargo coinciden en que previene la sensibilidad postoperatoria y la posibilidad de infecciones (17-18-19-20).

- Acondicionamiento de restauraciones de base polimérica (composites de inserción rígida):

El clínico es quien debe preparar superficialmente la restauración antes de la fijación. Para ello lo que debemos hacer es:

- A través de un arenado con aire abrasivo de óxido de aluminio de 50 micrones con 60 a 100 PSI de presión, se logra descontaminar, aumentar la energía superficial y generar microrrugosidades que exponen mayor componente cerámico.
- Luego se recomienda limpiar la superficie con ultrasonido, vapor o ácido fosfórico al 37 % para eliminar restos del óxido de aluminio.
- Emplear un medio cementante que copolimerice con el agente de enlace y cuyo flujo también permita ocupar las microrrugosidades.

El medio cementante resinoso que se empleará posteriormente puede ser de autopolimerización, fotopolimerización, o de curado dual, dependiendo del espesor de la restauración, la opacidad de la misma, la intensidad y el alcance de la luz entre otras cosas.

- Acondicionamiento de las restauraciones de base cerámica:
 - A través de un arenado con aire abrasivo de óxido de aluminio de 50 micrones con 60 a 100 PSI de presión, se logra descontaminar, aumentar la energía superficial y generar microrrugosidades que exponen mayor componente cerámico.
 - Colocación de ácido fluorhídrico por 20"
 - Luego se recomienda limpiar la superficie con ácido fosfórico al 37 % para eliminar las sales generadas.
 - Lavar las restauraciones en ultrasonido
 - Colocar un agente de enlace (silanos o sistemas adhesivos) para establecer uniones químicas entre el relleno cerámico del material y la matriz de resina del medio cementante resinoso. Se deja actuar por 5 minutos.
 - Emplear un medio cementante que copolimerice con el agente de enlace y cuyo flujo también permita ocupar las microrrugosidades.

El medio cementante resinoso que se empleará posteriormente puede ser de autopolimerización, fotopolimerización, o de curado dual, dependiendo del espesor de la restauración, la opacidad de la misma, la intensidad y el alcance de la luz entre otras cosas (1).

e- Resistencia a la fractura

Los materiales dentales tienen propiedades mecánicas que se basan en el estudio del comportamiento de la estructura interna de los mismos ante la acción de fuerzas externas. Cuando las fuerzas externas actúan sobre un material, producen la deformación de los mismos y como resultado de la *deformación* se produce la *tensión* que se opone a las fuerzas externas. La tensión máxima que puede soportar un material se llama *resistencia*. Dentro de los tipos principales de fuerzas externas que generan tensión se encuentran las fuerzas compresivas, de tracción y tangenciales (16).

En esta investigación realizamos pruebas de resistencia a la compresión de las incrustaciones realizadas, comparando los resultados obtenidos de acuerdo al cemento y al material utilizado.

En relación a esto, diferentes autores han estudiado la resistencia a la fractura comparando distintos materiales empleados, particularmente cerámicas y composites. Schlichting y col observaron que ambas resinas compuestas CAD-CAM (MZ100 y XR), pueden proporcionar una mejor resistencia a la fractura en las incrustaciones ultra delgadas oclusales en dientes posteriores con requisitos de carga elevados cuando se comparan con las de cerámica (Empress CAD y Emax CAD) (8).

Magne comparó mediante un método de prototipo virtual de análisis de elementos finito la resistencia a la fractura de las incrustaciones onlay de resinas compuestas en relación a las onlay de cerámicas confeccionadas sobre molares tratados endodónticamente, y concluyó que, en los onlays de resina compuesta, existe menor riesgo de fractura y la distribución de los esfuerzos es más favorable en comparación con onlays de porcelana (21).

Por otra parte, Magne y col observaron que las restauraciones onlays confeccionadas en composite Paradigm Z100 sobre tallados para incrustaciones de 1,5 mm tienen menor resistencia a la fractura que los tallados de 2,5 o 3,5 mm. (10).

Otras investigaciones comparan los medios de retención. Chang y otros, investigaron las fuerzas de adhesión y la resistencia a la tracción de cinco agentes cementantes (Vita Cerec Duo Cement, EnForce, Panavia 21, C&B Metabond, y Fuji Duet) en dos tipos de coronas de cerámicas de restauración CAD-CAM (Dicor y Cerec Vitablocs Mark II) y esmalte. En este estudio in vitro, dentro del grupo Dicor MGC, la resistencia de unión media de Panavia 21 con esmalte fue significativamente mayor que C & B Metabond, Panavia 21, Duo Cerec, y Duet Fuji. Dentro del Cerec Vitablocks Mark II, la resistencia de unión media de Fuji Duet fue significativamente mayor que C & B

Metabond, Panavia 21 y Duo Cerec pero no fue significativamente más alta que EnForce. Los resultados de este estudio in vitro sugieren que EnForce y Panavia se pueden recomendar para la cementación de coronas Dicor MGC, y Duet Fuji, EnForce, C & B Metabond y Duo Cerec puede ser recomendado para la cementación de Cerec Vitablocks Mark II. En el mismo estudio, se comprobó que, entre los materiales cerámicos, Cerec Vitablocks Mark II presentaron mayor resistencia a la tracción que Dicor MGC. Sugieren que Cerec Vitablocks Mark II puede ser el material de elección para CAD-CAM coronas (22).

En otro estudio, El Zohairy y col, observaron que las restauraciones CAD-CAM fabricadas a partir de bloques de composite procesados pueden tener ventaja sobre los bloques de cerámica con respecto a la resistencia a la tracción cuando son cementados con cementos de resina (23).

Magne y col, concluyeron que las incrustaciones oclusales CAD-CAM fabricadas en composite (Paradigm MZ100) tienen una resistencia a la fatiga significativamente mayor cuando las compararon con las fabricadas en cerámica (IPS Empress CAD y IPS e-max CAD) (24).

Si bien los autores anteriores estudiaron la resistencia a la fractura y a la tracción, de incrustaciones de diferentes materiales (resina compuesta vs cerámica), sería interesante comparar la resistencia a la fractura de incrustaciones ultradelgadas onlay de composite Paradigm MZ100 (3M Espe St. Paul, Minnesota, USA), una cerámica híbrida VitaEnamic de Vita (Zahnfabrik, Frankfurt, Alemania) y una cerámica feldespática Vitablocks Mark II (Vita Zahnfabrik, Frankfurt, Alemania) así como su relación con el medio cementante.

f- Adaptación marginal externa

La desadaptación marginal externa de las restauraciones puede aumentar con la cementación, y un ajuste marginal deficiente puede provocar la disolución del cemento, la decoloración marginal, la microfiltración y la caries secundaria. La cantidad de aumento está relacionada con el tipo de cemento utilizado es por eso que decidimos estudiar la adaptación marginal externa comparando diferentes medios cementantes (25).

Magne y col (26) compararon el sellado marginal externo de incrustaciones onlays fabricadas con composite CAD-CAM cementadas con dos tipos de cementos: Dual Relyx ARC (3M Espe St. Paul, Minnesota, USA) y resina precalentada (Z100 3M Espe St. Paul, Minnesota, USA). Las restauraciones que fueron cementadas con resina

precalentada mostraron mejores valores de adaptación marginal externa que las cementadas con cemento dual.

Este estudio comparó la resistencia a la fractura de incrustaciones oclusales onlay confeccionadas a partir de bloques de composite CAD-CAM Paradigm MZ100 (3M, Espe St. Paul, Minnesota, USA), cerámica híbrida Vita Enamic (Vita Zahnfabrik, Frankfurt, Alemania) y Cerámica feldespática Vitablocks Mark II (Vita Zahnfabrik, Frankfurt, Alemania) que se cementaron con dos cementos diferentes: cemento resinoso de curado dual Variolink N Assortment (Ivoclar Vivadent, Ellwangen an der Jagst, Alemania) y composite Z100, 3M Espe (St. Paul, Minnesota, USA) calentado previamente en Calset (AdDent, Danbury, Connecticut, USA) sobre una preparación dentaria no retentiva estandarizada que simuló una erosión oclusal avanzada. También se midió la adaptación marginal externa.

HIPÓTESIS

La resistencia a la fractura será mayor cuando las incrustaciones sean confeccionadas con la cerámica híbrida VitaEnamic (Vita Zahnfabrik Frankfurt, Alemania) en comparación con incrustaciones confeccionadas con composite CAD-CAM Paradigm MZ100 (3M Espe St. Paul, Minnesota, USA) y cerámica feldespática Vitablocks Mark II (Vita Zahnfabrik Frankfurt, Alemania); y se obtendrán mejores resultados en aquellas cementadas con composite calentado previamente a 68°C en Calset (AdDent, Danbury, Connecticut, USA) en comparación con aquellas cementadas con cemento de curado dual Variolink N (Ivoclar Vivadent, Ellwangen an der Jagst, Alemania).

El sellado marginal externo será mejor cuando se utilice cemento dual.

OBJETIVOS

Objetivo General:

Comparar la resistencia a la fractura entre incrustaciones confeccionadas con tecnología CAD CAM de composite, cerámica híbrida y cerámica feldespática y su relación de acuerdo al medio cementante así como la adaptación marginal externa.

Objetivos Específicos:

- Comparar la resistencia a la fractura entre incrustaciones confeccionadas con composite Paradigm MZ100 (3M Espe St. Paul, Minnesota, USA), cerámica híbrida VitaEnamic (Vita Zahnfabrik Frankfurt, Alemania) y cerámica feldespática Vitablocks Mark II (Vita Zahnfabrik Frankfurt, Alemania) teniendo en cuenta el material de elaboración.
- Comparar la resistencia a la fractura entre incrustaciones confeccionadas con composite Paradigm MZ100 (3M Espe St. Paul, Minnesota, USA), cerámica híbrida VitaEnamic Zahnfabrik, Frankfurt, Alemania) y cerámica feldespática Vitablocks Mark II (Vita Zahnfabrik Frankfurt, Alemania) teniendo en cuenta el cemento utilizado.
- Medir y comparar la adaptación marginal externa entre los grupos teniendo en cuenta materiales y medios cementantes.

MATERIALES Y MÉTODOS

En este trabajo se consideraron como variables dependientes la resistencia a la fractura y la adaptación marginal, y como variables independientes el material y el cemento.

A- Selección de las muestras

Para el estudio se seleccionaron 50 premolares superiores e inferiores recientemente extraídos por razones ortodóncicas o periodontales, libres de caries, de pacientes comprendidos entre los 18 y 30 años de edad. Las extracciones dentarias se realizaron en el ámbito privado, y contando con el consentimiento informado de los pacientes incluidos en la experiencia (Anexo 1).

Cada pieza dentaria fue limpiada cuidadosamente para eliminar restos de tejido periodontal, sangre, tártaro y otras sustancias, utilizando instrumental periodontal manual y ultrasónico (Figuras 1 y 2).



Fig. 1. Limpieza con ultrasonido



Fig. 2. Elementos dentarios seleccionados

Las piezas fueron conservadas hasta su utilización en solución fisiológica con timol tamponado para mantener un pH de 7 (Figura 3).



Fig. 3. Piezas dentales conservadas en solución fisiológica con timol.

Las piezas dentarias que presentaban caries macropenetrantes, endodoncia, fisuras o fracturas coronarias fueron descartadas.

B- Grupos de Trabajo

Se conformaron seis Grupos de trabajo.

Grupo 1: (n=10)

En este grupo se incluyeron 10 piezas dentarias elegidas al azar, a las que se realizó la preparación dentaria para recibir una incrustación ultradelgada de composite Paradigm MZ100 (3M Espe St. Paul, Minnesota, USA), las cuales fueron cementadas con cemento de curado dual Variolink N (Ivoclar Vivadent, Ellwangen an der Jagst, Alemania). A cada una de las piezas dentarias se asignó un número de identificación.

Grupo 2: (n=10)

En este grupo se incluyeron 10 piezas dentarias elegidas al azar a las que se realizó una preparación dentaria para recibir una incrustación ultradelgada de composite Paradigm MZ100 (3M Espe St. Paul, Minnesota, USA) las cuales fueron cementadas con resina compuesta Z100 (3M Espe St. Paul, Minnesota, USA) calentada a 68°C con Calset (AdDent, Danbury, Connecticut, USA). A cada una de las piezas dentarias se asignó un número de identificación.

Grupo 3: (n=10)

En este grupo se incluyeron 10 piezas dentarias elegidas al azar a las que se realizó una preparación dentaria para recibir una incrustación ultradelgada de cerámica híbrida VitaEnamic (Zahnfabrik, Frankfurt, Alemania) las cuales fueron cementadas con resina compuesta Z100 (3M Espe St. Paul, Minnesota, USA) calentada a 68°C con Calset (AdDent, Danbury, Connecticut, USA). A cada una de las piezas dentarias se asignó un número de identificación.

Grupo 4: (n=10)

En este grupo se incluyeron 10 piezas dentarias elegidas al azar a las que se realizó una preparación dentaria para recibir una incrustación ultradelgada de cerámica híbrida Vita Enamic (Zahnfabrik, Frankfurt, Alemania) las cuales fueron cementadas con cemento de curado dual Variolink N (Ivoclar Vivadent, Ellwangen an der Jagst, Alemania). A cada una de las piezas dentarias se asignó un número de identificación.

Grupo 5: (n=5)

En este grupo se incluyeron 5 piezas dentarias elegidas al azar, a las que se realizó una preparación dentaria para recibir una incrustación ultradelgada de cerámica feldespática Vitablocks Mark II (Vita Zahnfabrik, Frankfurt, Alemania) las cuales fueron

cementadas con cemento de curado dual Variolink N (Ivoclar Vivadent, Ellwangen an der Jagst, Alemania). A cada una de las piezas dentarias se asignó un número de identificación.

Grupo 6: (n=5)

En este grupo se incluyeron 5 piezas dentarias elegidas al azar, a las que se les realizó una preparación dentaria para recibir una incrustación ultradelgada de cerámica feldespática Vitablocks Mark II (Vita Zahnfabrik, Frankfurt, Alemania) las cuales fueron cementadas con resina compuesta Z100 (3M Espe St. Paul, Minnesota, USA) calentada a 68°C con Calset (AdDent, Danbury, Connecticut, USA). A cada una de las piezas dentarias se asignó un número de identificación (Figuras 4 y 5).



Fig. 4. Piezas dentarias con su número de identificación.

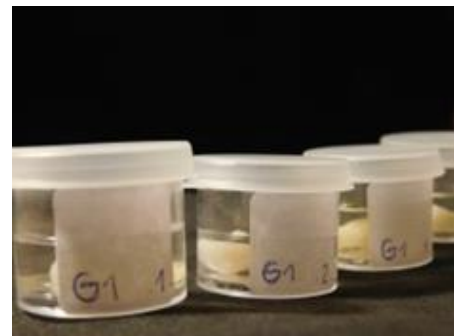


Fig. 5. Asignación de números a cada una

C- Preparación dentaria

Todas las piezas dentarias recibieron una preparación, simulando una erosión oclusal avanzada de acuerdo al modelo utilizado por Magne y col (8) (Anexo 2).

En primer lugar se removió la totalidad del esmalte oclusal con piedra para turbina N° 2135 KG Sorensen (San Pablo, Brasil) ISO: 866 314 198 080 016, hasta llegar a dentina. La inclinación cuspídea se mantuvo tanto como fue posible, conservando las caras libres vestibular y palatino a una distancia de 5,5 mm de la unión cementoadamantina y 2,3 a 2,6 mm del surco principal (Anexo 2 A) (Figuras 6 y 7).

Este desgaste de la cara oclusal no tuvo una medida estandarizada ya que se estandarizaron los espesores de las restauraciones.



Fig 6. Tallado con turbina de cara oclusal

Fig 7. Piezas dentarias con caras oclusales talladas

Una vez preparado el elemento dentario se procedió a realizar el sellado dentinario con un sistema adhesivo de dos pasos siguiendo las instrucciones del fabricante. Se realizó un acondicionamiento con ácido fosfórico al 37,5% (Ultra-Etch, Ultradent, San Pablo, Brasil) por 15 segundos (Figura 8); luego se realizó un abundante lavado y un cuidadoso secado por 3 a 5 segundos sin resecar, se aplicó el sistema adhesivo Adper™ Single Bond 2 (3M Espe St. Paul, Minnesota, USA) siguiendo las instrucciones del fabricante: con Microbrush International regular nº 3 (Herán, China) se realizaron movimientos de cepillado por 15 segundos en dos capas consecutivas y se proyectó aire. A continuación se polimerizó la resina adhesiva durante 10 segundos con lámpara de luz halógena Qhl 75 Dentsply Caulk (Milford, USA) habiendo previamente chequeado el potencial lumínico con un radiómetro (Spring Lay, USA) de comprobación de la salida de luz con potencia no menores de 450 mW/cm^2 con un adicional de 10 segundos bajo una barrera de aire (KY Jelly, Johnson and Johnson Inc.) para reducir el oxígeno de la capa inhibida.



Fig. 8. Acondicionamiento con ácido fosfórico

El exceso de resina adhesiva se eliminó del esmalte con una piedra para turbina N° 2135 FF KG Sorensen (San Pablo, Brasil). Los dientes fueron almacenados en agua destilada por 24 horas hasta que se realizaron las restauraciones.

D- Preparación de los bloques

Los premolares fueron restaurados utilizando el Sistema Cerec 3 AC Bluecam Cerec software V 4.0 de Sirona Dental System GmbH (Bensheim, Alemania).

Para poder realizar la impresión óptica de los elementos dentarios, fue necesario montar los premolares en un modelo con dientes artificiales que repusieran elementos dentarios hacia mesial, distal y antagonista. Para esto hubo que gastar, en algunos casos, parte de las raíces de los premolares para que pudieran posicionarse correctamente. Se los sostuvo con cera roja utility (Figuras 9 y 10).



Fig. 9 Tallado radicular para lograr adaptación Fig. 10. Adaptación de elementos dentarios en el modelo

Todas las muestras fueron restauradas con un overlay estandarizado de la base de datos de Cerec (2° premolar) usando las herramientas del software Cerec 4.0; Sirona Dental Systems (GmbH Bensheim, Alemania) puesto en modo maestro.

La superficie oclusal fue programada para generar espesores promedio de 0,6 mm para el surco principal, un máximo de 1,3 mm para los vértices cuspídeos y de 1,00 mm para las vertientes internas (Anexo 2 B) (Figura 11).

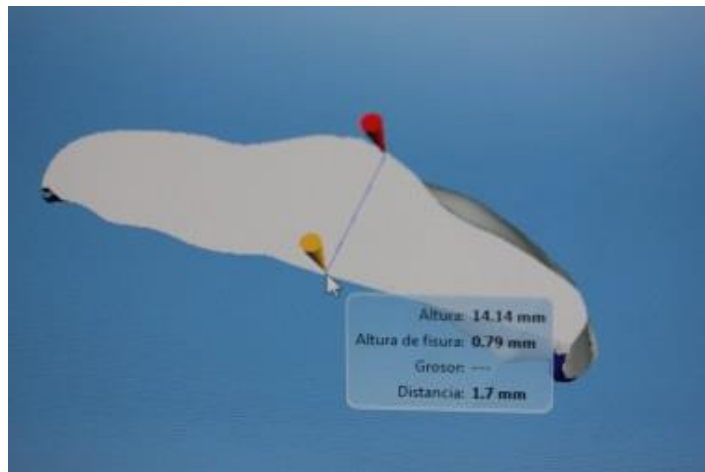


Fig. 11. Ajuste de los espesores de las incrustaciones por medio del software

Con el propósito de estandarizar la anatomía oclusal de las restauraciones se utilizó la herramienta “posición” (traslación y rotación) sin, la necesidad de editar la forma original del software (Figuras 12 y 13).

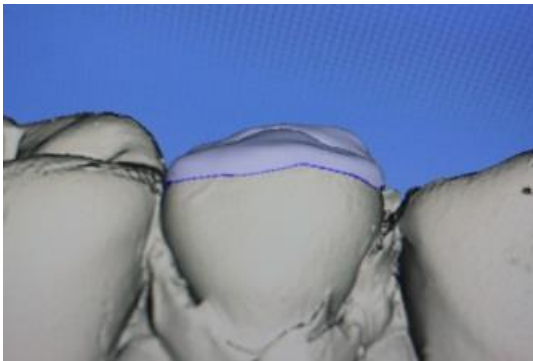


Fig. 12. Diseño de incrustación



Fig. 13. Sistema Cerec

Se realizó el fresado de los bloques de composite Paradigm MZ100 (3M Espe St. Paul, Minnesota, USA), cerámica híbrida Vita Enamic (Vita, Zahnfabrik, Germany) y bloques de cerámica feldespática VitaBlocks Mark II (Vita Zahnfabrik, Frankfurt, Alemania) del tamaño I -12 o I-10 (Figuras 14 y 15).



Fig. 14. Bloques de material



Fig. 15. Fresado de las restauraciones

Luego de obtenidas las piezas, se realizó el desgaste de los bebederos con piedra para turbina N° 2135 KG Sorensen (San Pablo, Brasil). Luego se realizó el pulido de los bloques de composite con cepillos y gomas de pulido de composite Enhance (Dentsply Sirona, San Pablo, Brasil) (Figura 16).



Fig. 16. Incrustación fresada

Cada una de las piezas dentarias fue ubicada en un bloque de acrílico con refuerzo metálico externo para su adaptación a un dispositivo ad-hoc, incorporando la raíz hasta 3 mm por debajo de la unión amelocementaria. (Figura 17).



Fig. 17. Incorporación de las piezas dentales en el dispositivo metálico

Las restauraciones onlay, obtenidas del fresado, fueron medidas con un calibre para corroborar los espesores planeados para este trabajo (Figura 18).



Fig. 18. Medición de espesores.

E- Cementado

Acondicionamiento de la restauración

La superficie interna fue acondicionada realizando un arenado abrasivo con partículas de óxido de aluminio de 27 micras a 30 psi en la parte interna de la restauración (Figura 19).



Fig. 19. Arenado de la parte interna de la restauración

Luego, para los Grupos 1, 2, 3 y 4 se limpió la restauración mediante la aplicación de ácido fosfórico al 37,5 % (Ultra-Etch, Ultradent, San Pablo, Brasil) por un minuto, seguido por un lavado durante 20 segundos e inmersión en agua destilada para realizar un lavado en ultrasonido por 3 minutos. Luego de secar la superficie interna de la restauración, se procedió a realizar el silanizado con silano (Klepp, Grimberg, Buenos Aires, Argentina), a calor seco de 100°C por 5 minutos (Figura 20).



Fig. 20. Acondicionamiento con ácido fosfórico de la restauración

Mientras que para los Grupos 5 y 6 se realizó, a continuación del arenado, un acondicionamiento con gel de ácido fluorhídrico al 10% (Tedequim, Córdoba, Argentina) por 20 segundos, lavado y se siguió con la secuencia del resto de los grupos (Figura 21).



Fig. 21. Acondicionamiento con ácido fluorhídrico.

Acondicionamiento de la preparación dentaria

La preparación dentaria fue arenada con partículas abrasivas de óxido de aluminio de 27 micrómetros, enjuagadas y secadas, acondicionadas por 30 segundos con ácido fosfórico al 37,5 % (Ultraetch, Ultradent, San Pablo, Brasil), lavadas y secadas (Figura 22).



Fig. 22. Arenado del elemento dentario

A continuación se colocó el sistema adhesivo sobre la restauración y sobre la pieza dentaria, el cual no se fotopolimerizó. Seguidamente se colocó sobre el diente el material de cementado elegido para cada grupo.

Grupo 1: Las restauraciones en composite Paradigm MZ100 (3M Espe St. Paul, Minnesota, USA) fueron cementadas con cemento de curado dual Variolink N (Ivoclar Vivadent, Ellwangen an der Jagst, Alemania).

Grupo 2: Las restauraciones en composite Paradigm MZ100 (3M Espe St. Paul, Minnesota, USA) fueron cementadas con resina compuesta Z100 (3M Espe St. Paul, Minnesota, USA) calentada a 68°C con Calset (AdDent, Danbury, Connecticut, USA).

Grupo 3: Las restauraciones en cerámica híbrida VitaEnamic (Vita Zahnfabrik, Frankfurt, Alemania) fueron cementadas con resina compuesta Z100 (3M Espe St. Paul, Minnesota, USA) calentada a 68°C con Calset (AdDent, Danbury, Connecticut, USA) (Figura 23).



Fig. 23. Resina precalentada en Calset

Grupo 4: Las restauraciones en cerámica híbrida VitaEnamic (Vita Zahnfabrik, Frankfurt, Alemania) fueron cementadas con Cemento de Curado Dual Variolink N (Ivoclar Vivadent, Ellwangen an der Jagst, Alemania)

Grupo 5: Las restauraciones de cerámica feldespática Vitablocks Mark II (Vita Zahnfabrik, Frankfurt, Alemania) fueron cementadas con cemento de curado dual Variolink N (Ivoclar Vivadent, Ellwangen an der Jagst, Alemania) (Figura 24).



Fig. 24. Cemento de curado dual

Grupo 6: las restauraciones de cerámica feldespática Vitablocks Mark II (Vita Zahnfabrik, Frankfurt, Alemania) fueron cementadas con resina compuesta Z100 (3M Espe St. Paul, Minnesota, USA) calentada a 68°C con Calset (AdDent, Danbury, Connecticut, USA). El mismo fue regulado mediante termocupla.

Luego, las piezas dentarias con sus restauraciones y el cemento colocado, fueron sometidas a una carga de 5 N para estandarizar la aplicación de la fuerza de cementado mediante un dispositivo ad-hoc (Profesora Dra. Urquía Morales, Cátedra Operatoria, UNC), interponiendo una lámina de estaño de 0,5mm para no concentrar las fuerzas. Se removieron los excesos de material y se inició la polimerización del material de cementado (Figura 25).

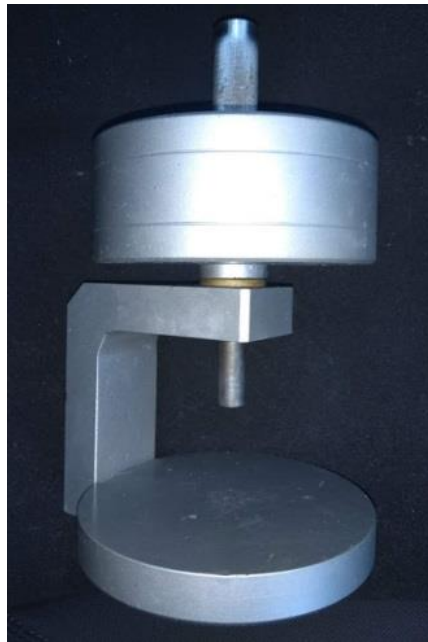


Fig. 25. Dispositivo de carga para realizar el cementado

Cada restauración fue expuesta a la polimerización de 1000 mW/cm^2 por 60 segundos, 20 segundos por cada cara, repetidos tres veces con lámpara de luz halógena Qh75 Dentsply Caulk (Milford, USA). Luego se realizó el acabado y pulido de los márgenes con cepillos de cerdas impregnados en carburo de silicio Jiffy (Ultradent, San Pablo, Brasil) (Figura 26).

Cada espécimen fue almacenado en agua destilada por 24 horas antes del test.

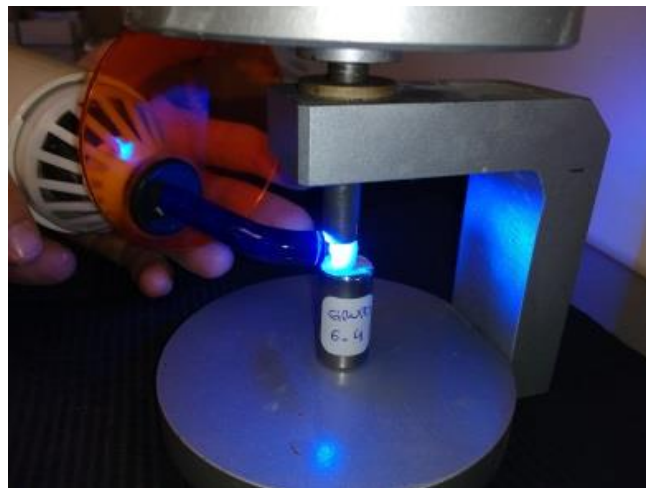


Fig.26. Polimerización del cemento

F- Análisis de la adaptación marginal externa

- Se analizó el correcto ajuste de todas las restauraciones cementadas sobre los elementos dentarios preparados, se adquirieron imágenes digitales con cámara fotográfica Sony modelo SSC-C370-P acoplada a lupa trinocular (Olympus-

Japón) con aumentos de 32X y 50X, y mediante el software para morfometría Image Pro Plus 4.52 se midió la desadaptación de los márgenes de la preparación en sus caras V. P. M y D de todos los dientes que conformaban los 6 grupos de estudio (ABO Facultad de Odontología UNC) (Figura 27).

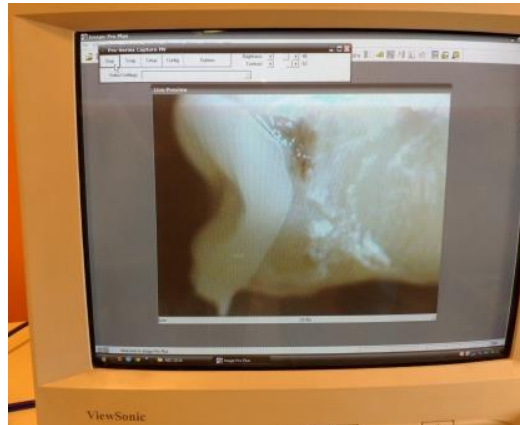


Fig. 27. Imagen digital para medir adaptación marginal

G- Prueba de resistencia a la fractura

Cada pieza dental fue sometida a fuerzas compresivas en una Máquina de Ensayos Universal marca DIGIMESS, modelo RS-8000, con celda de carga Transcell Technology inc. Mod. BSS de 500 kg de capacidad. Los ensayos se llevaron a cabo aplicando una carga sobre las muestras con una velocidad de desplazamiento constante del antagonista igual a 0,5 mm por minuto hasta el cese por fractura catastrófica (Figuras 28 y 29). Las curvas registradas para cada ensayo se almacenaron para comprobar la resistencia a la fractura de cada muestra (Figura 30). Las pruebas se realizaron en el ABO, Facultad de Odontología, UNC.



Fig. 28. Máquina trabajando sobre la pieza dental.

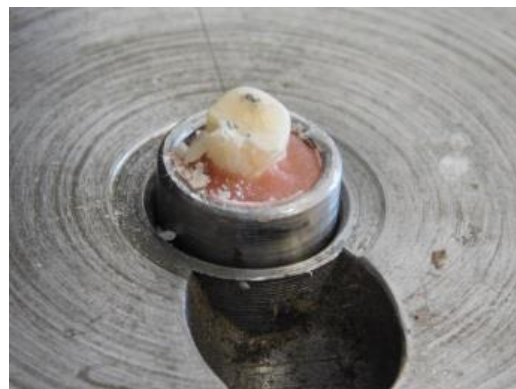


Fig. 29. Fractura de las incrustaciones

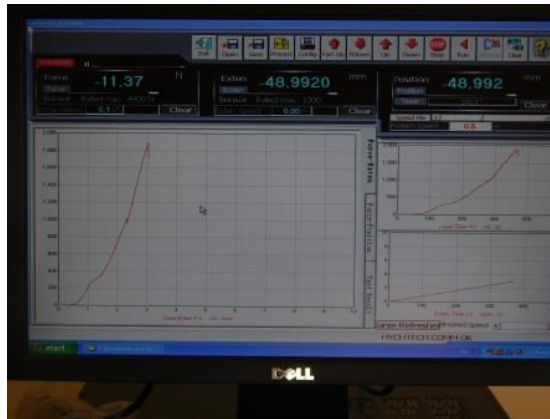


Fig. 30. Curva obtenida en una de las muestras

H- Mediciones de la angulación intracuspídea

Se realizaron con el software para morfometría Image Pro Plus 4.52 a partir de imágenes adquiridas con escáner gráfico HP G-3110 a 1200 dpi de resolución (Figura 31).

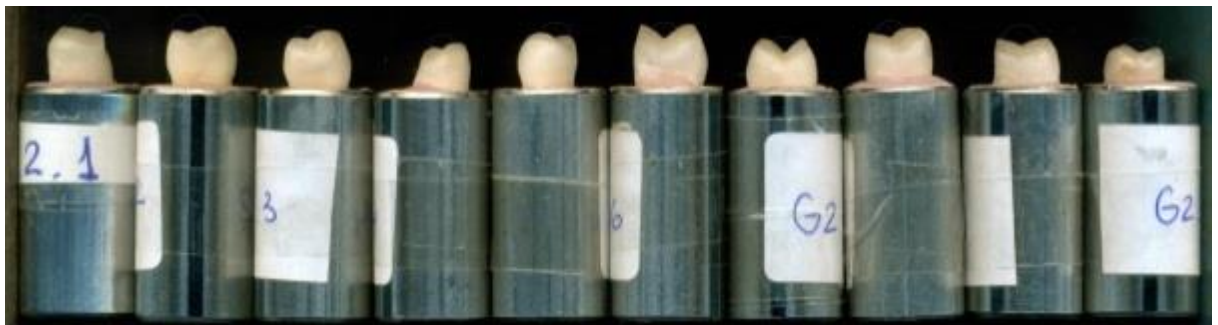


Fig. 31. Imagen a partir de la que se calcularon los ángulos intracuspídeos

Para todas las pruebas estadísticas se fijó un nivel de significación de 0,05 (8)

ANÁLISIS ESTADÍSTICOS Y RESULTADOS

En las tablas 1, 2 y 3 se expresan los valores estadísticos descriptivos de fuerza de ruptura según material y cemento. En cuanto a los valores de tendencia central (media y mediana), se observan marcadas diferencias entre materiales, pero escasa entre cementos. En tanto que las medidas de dispersión asociadas (desviación estándar) revelan una elevada dispersión de valores, en particular el subgrupo G2 (Paradigm MZ100-Resina precalentada (RC)), que fue también el que registró los valores más elevados de la muestra.

En términos generales y por simple observación de los gráficos de cajas de las figuras 32, 33 y 34, en los cuales se muestran de manera esquemática las distribuciones de valores registrados, se hace evidente que los valores de fuerza de ruptura asociados al material Paradigm MZ100 superan a los de VitaEnamic y estos a su vez a los de feldespato.

Tabla 1.- Valores estadísticos descriptivos de fuerza de ruptura según material y cemento: Recuento de casos (n); Media; Desviación estándar (DE); Mínimo; Mediana y Máximo. Valores expresados en N.

<i>Material</i>	<i>Grupo</i>	<i>Cemento</i>	<i>n</i>	<i>Media</i>	<i>DE</i>	<i>Mínimo</i>	<i>Mediana</i>	<i>Máximo</i>
PARADIGM MZ100	G1	Dual	10	1140	280	868	1127	1638
	G2	R.C.	10	1110	515	583	954	1804
VITAENAMIC	G4	Dual	10	645	255	197	604	996
	G3	R.C.	10	840	245	472	942	1189
VITAMARK II FELDESPATO	G5	Dual	5	510	215	178	605	704
	G6	R.C.	5	410	340	160	320	997
GLOBAL			50	840	415	160	840	1804

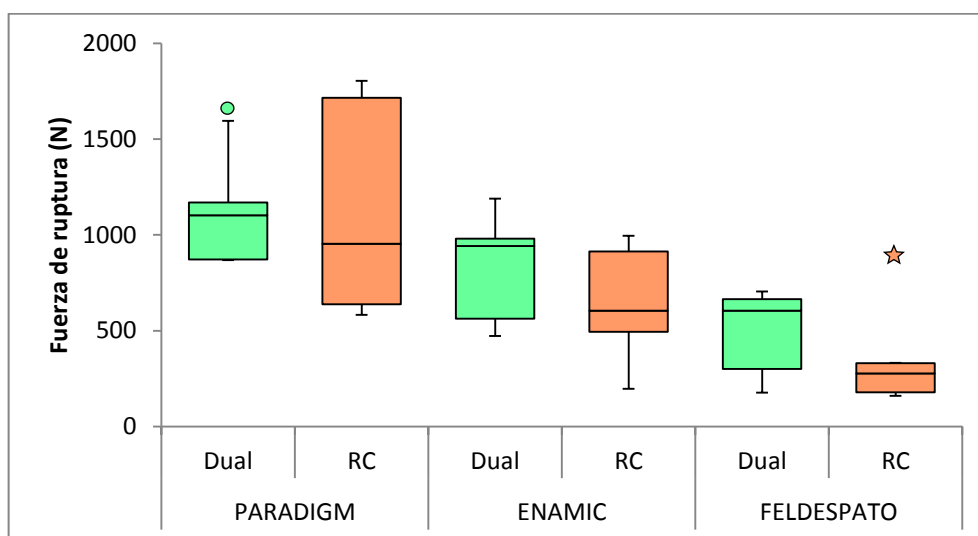


Fig. 32.- Distribuciones esquemáticas de valores de fuerza de ruptura según material y cemento. Para cada subgrupo, las cajas representan el 50% de los valores más centrales, la línea central, representa la mediana, las barras los valores mínimo y máximo, los círculos son valores atípicos y los asteriscos valores extremos.

Tabla 2.- Valores estadísticos descriptivos de fuerza de ruptura según material: Recuento de casos (n); Media; Desviación estándar (DE); Mínimo; Mediana y Máximo. Valores en N.

Material	n	Media	DE	Mínimo	Mediana	Máximo
PARADIGM MZ100	20	1125	405	583	1127	1804
VITAENAMIC	20	740	260	197	745	1189
VITAMARK FELDESPATO	10	460	270	160	379	997
GLOBAL	50	840	410	160	840	1804

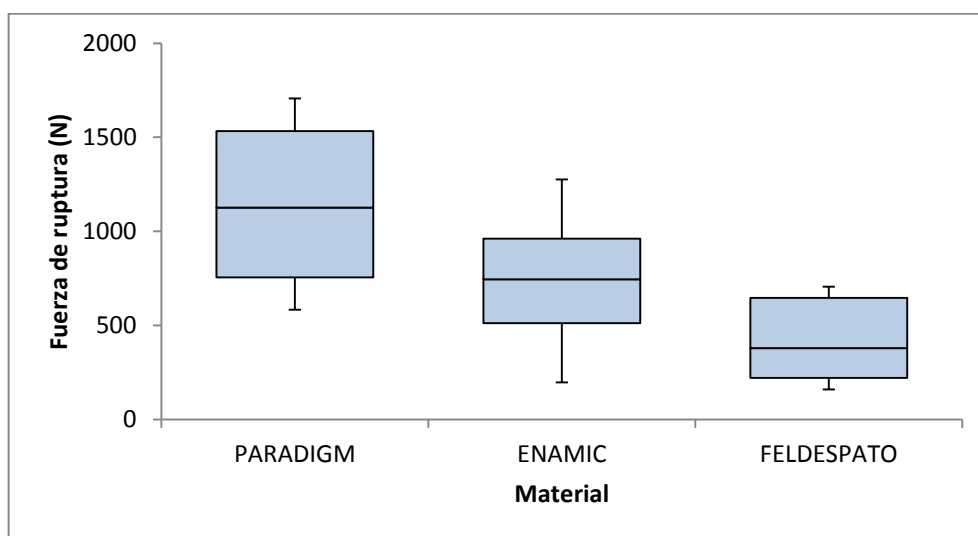


Fig. 33. Distribuciones esquemáticas de valores de fuerza de ruptura según material.

En cuanto al cemento utilizado, no se observan mayores diferencias entre ellos, aunque la media general fue ligeramente mayor en el grupo de resina compuesta (RC) (tabla 3).

Tabla 3.- Valores estadísticos descriptivos de fuerza de ruptura según cemento: Recuento de casos (n); Media; Desviación estándar (DE); Mínimo; Mediana y Máximo. Valores en N.

Cemento	n	Media	DE	Mínimo	Mediana	Máximo
Dual	25	815	370	178	868	1638
RC	25	860	460	160	812	1804
GLOBAL	50	840	410	160	840	1804

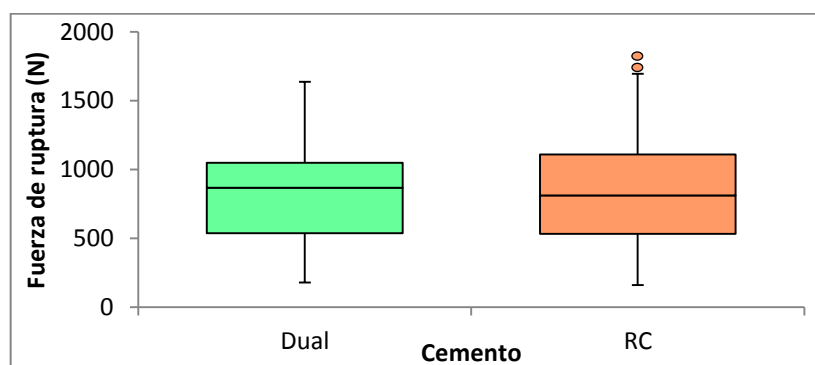


Fig. 34.- Distribuciones esquemáticas de valores de fuerza de ruptura según cemento.

Para evaluar el efecto de los factores *material* y *cemento* sobre los valores de fuerza de ruptura, los datos se analizaron considerando un modelo lineal univariante o ANOVA de dos vías. (Tabla 4)

Variable dependiente: Fuerza de Ruptura (N)

Variables independientes: Material, Cemento

Tabla 4.- Pruebas de los efectos inter-sujetos¹. De izquierda a derecha: Origen del efecto; Suma de cuadrados tipo III; Grados de libertad (gl); Media cuadrática; Estadístico de contraste y Significación estadística del resultado de la prueba (p-valor). $R^2 = 0,418$ (R^2 corregida = 0,352). Potencia observada del modelo =99%, calculado con alfa = 0,05

Origen	SC tipo III	gl	MC	F	Sig. (p-valor)
Material	3265714	2	1632857	14,839	<0,001
Material * Cemento	5028	1	5028	0,046	0,832
Cemento	189534	2	94767	0,861	0,430
Error	4841773	44	110040		

¹ Las sumas de cuadrados tipo III se calcularon con el fin de efectuar una descomposición de la variabilidad total asociada a la variable evaluada (Fuerza de ruptura), según los diferentes factores y la interacción entre ellos, 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 (MC) y posteriormente se obtuvieron los valores estadísticos F (distribución F de Snedecor) como el cociente entre las medias cuadráticas de los factores y la media cuadrática del error o residuo (4586441). El determinante R^2 indica el nivel de ajuste del modelo planteado (35,2%), siendo el porcentaje restante atribuible al error experimental, que constituye la fuente de variación que aglutina a todos los componentes no controlados dentro del modelo.

De acuerdo a los resultados obtenidos, solo se puede atribuir al material utilizado un efecto significativo sobre la variabilidad de los valores de fuerza de ruptura ($p < 0,05$), no así al considerar el factor cemento ni la interacción entre factores ($p > 0,05$).

Se profundizó el análisis del factor material mediante prueba *post-hoc* (test de Tukey, tabla 5), resultando los valores de fuerza del material Paradigm significativamente mayores que los obtenidos al utilizar VitaEnamic y cerámica feldespática Vita Mark II, en tanto que al contrastar estos últimos entre sí (VitaEnamic y Vita Mark II feldespato), las diferencias no resultaron estadísticamente significativas ($p > 0,05$); ambos conformaron un subconjunto homogéneo, aunque VitaEnamic mostró una mejor respuesta que la cerámica feldespática en términos de valores de tendencia central (media).

Tabla 5.- Prueba DHS de Tukey. Se muestran las medias de los grupos de subconjuntos homogéneos.

Material	n	Subconjunto	
		1	2
VITA MARK II FELDESPATO	10	458,3	
VITA ENAMIC	20	740,7	
PARADIGM MZ100	20		1123,9
Sig. (p-valor)		0,062	1,000

Adaptación marginal externa

En la tabla 6 se expresan los valores estadísticos descriptivos de desadaptación marginal externa según material y cemento y en la figura 35 se muestran las distribuciones de valores de desadaptación según subgrupo.

Tabla 6.- Valores estadísticos descriptivos de desadaptación marginal externa según material y cemento: Recuento de casos (n); Media; Desviación estándar (DE); Mínimo; Mediana y Máximo. Valores expresados en μm .

Material	Grupo	Cemento	n	Media	DE	Mínimo	Mediana	Máximo
PARADIGM MZ100	G1	Dual	10	43,8	13,1	24,9	43,6	67,8
	G2	R.C.	10	38,2	21,1	19,4	31,0	88,8
VITAENAMIC	G4	Dual	10	73,7	23,9	43,4	72,6	118,9
	G3	R.C.	10	57,9	17,0	41,6	51,2	88,6
VITA MARK II	G5	Dual	5	75,7	28,3	28,9	83,2	100,1
FELDESPATO	G6	R.C.	5	83,2	12,7	65,3	81,6	100,0
GLOBAL			50	58,6	24,9	19,4	53,2	118,9

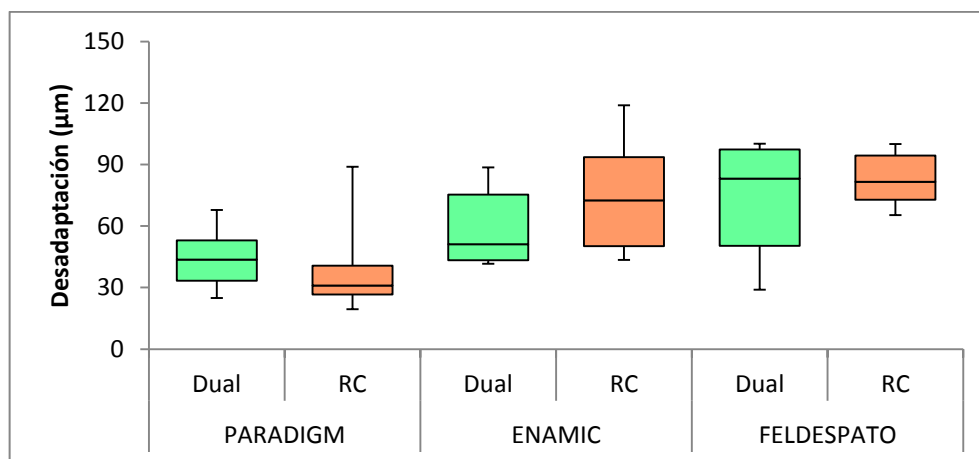


Fig. 35.- Distribuciones esquemáticas de valores de desadaptación marginal externa según material y cemento.

Adaptación marginal externa según material

En la tabla 7 se expresan los valores estadísticos descriptivos de desadaptación marginal externa según material y en la figura 36 se muestran las distribuciones de valores de desadaptación según subgrupo.

Tabla 7.- Valores estadísticos descriptivos de desadaptación marginal según material: Recuento de casos (n); Media; Desviación estándar (DE); Mínimo; Mediana y Máximo. Valores en μm .

Material	n	Media	DE	Mínimo	Mediana	Máximo
PARADIGM MZ100	20	41,0	17,3	19,4	34,4	88,8
VITA ENAMIC	20	65,8	21,7	41,6	63,9	118,9
VITAMARK II FELDESPATO	10	79,4	21,1	28,9	82,4	100,1
GLOBAL	50	58,6	24,9	19,4	53,2	118,9

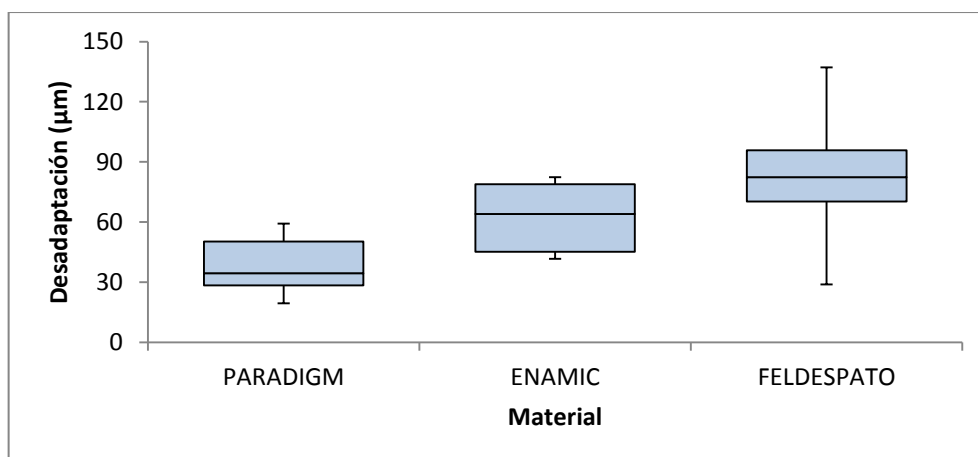


Fig. 36.- Distribuciones esquemáticas de valores de desadaptación marginal según material.

En términos generales, el material Paradigm MZ100 registró menores desadaptaciones que Vita Enamic y que las cerámicas feldespáticas Vita Mark II, que fueron las que presentaron una mayor desadaptación.

Adaptación marginal externa según cemento

Respecto al cemento utilizado, el grupo que usó resina compuesta registró valores de tendencia central de desadaptación marginal un poco más bajos que los que usaron cemento dual, aunque estas diferencias fueron pequeñas (tabla 8 y figura 37).

Tabla 8.- Valores estadísticos descriptivos de desadaptación marginal externa según cemento: Recuento de casos (n); Media; Desviación estándar (DE); Mínimo; Mediana y Máximo. Valores expresados en μm .

Cemento	n	Media	DE	Mínimo	Mediana	Máximo
Dual	25	62,1	25,4	24,9	57,5	118,9
RC	25	55,1	24,3	19,4	48,1	100,0
GLOBAL	50	58,6	24,9	19,4	53,2	118,9

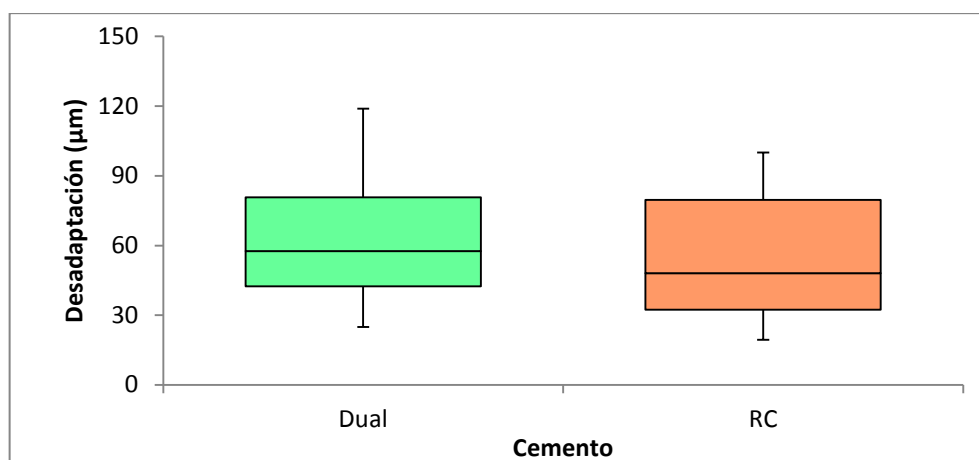


Fig. 37.- Distribuciones esquemáticas de valores de desadaptación marginal según cemento.

Correlación entre la desadaptación marginal externa y la fuerza de ruptura

Se verificó un grado de correlación significativo entre los valores de desadaptación y los valores de fuerza de ruptura (Corr. de Pearson: -0,504; $p < 0,05$), a menor desadaptación mayor fuerza de ruptura, lo cual implica una mayor resistencia a la fractura.

Pero se debe tener en cuenta que la influencia de otro factor, específicamente el factor *material*, podría explicar la distribución de valores de la figura 38, basta con observar la figura 39 para entender la situación planteada. Por lo tanto, fue necesario evaluar conjuntamente los factores para determinar el nivel de los efectos sobre la fuerza de ruptura. El análisis mencionado se desarrolla al final de esta sección.

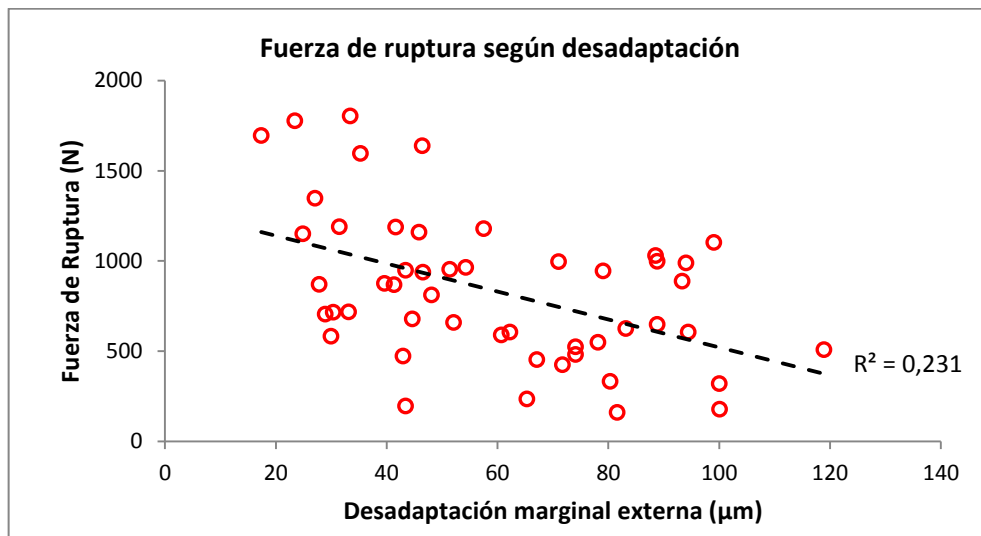


Fig. 38.- Diagrama de dispersión: Fuerza de ruptura según desadaptación marginal externa.

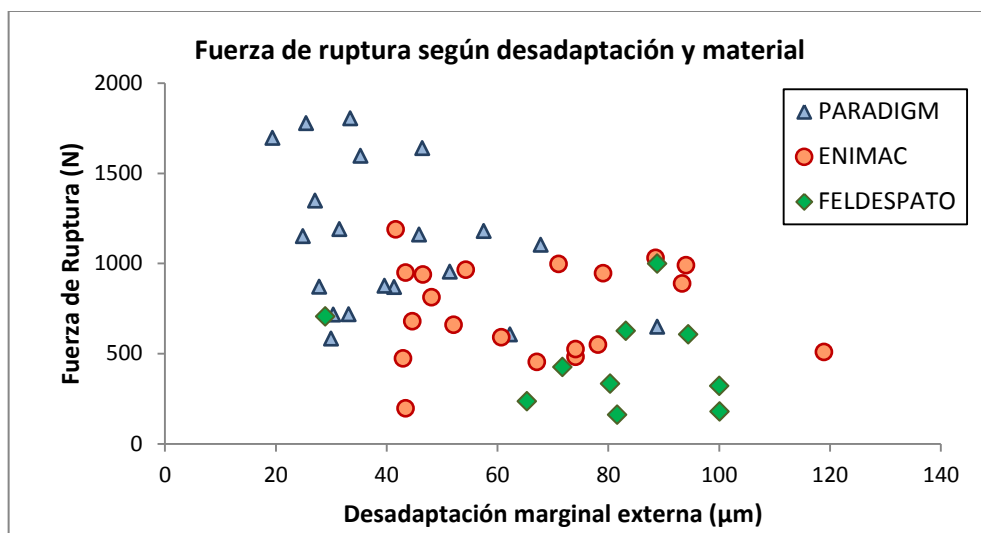


Fig. 39.- Diagrama de dispersión: Fuerza de ruptura según desadaptación y según material.

Angulación intracuspídea

En la tabla 9 se expresan los valores estadísticos descriptivos de angulación intracuspídea según material y cemento y en la figura 40 se muestran las distribuciones de valores de ángulos según subgrupo.

Tabla 9.- Valores estadísticos descriptivos de angulación intracuspídea según material y adhesivo: Recuento de casos (n); Media; Desviación estándar (DE); Mínimo; Mediana y Máximo. Valores expresados grados sexagesimales.

Material	Grupo	Adhesivo	n	Media	DE	Mínimo	Mediana	Máximo
PARADIGM MZ100	G1	Dual	10	132,3	17,0	110,7	124,4	162,4
	G2	R.C.	10	125,5	18,1	88,6	128,3	144,9
VITAENAMIC	G4	Dual	10	126,3	12,1	106,9	126,5	143,1
	G3	R.C.	10	117,1	16,6	97,3	114,8	157,7
VITA MARK II FELDESPATO	G5	Dual	5	121,9	29,1	89,6	124,9	166,3
	G6	R.C.	5	117,7	9,9	104,9	114,5	128,8
GLOBAL			50	124,2	17,3	88,6	125,0	166,3

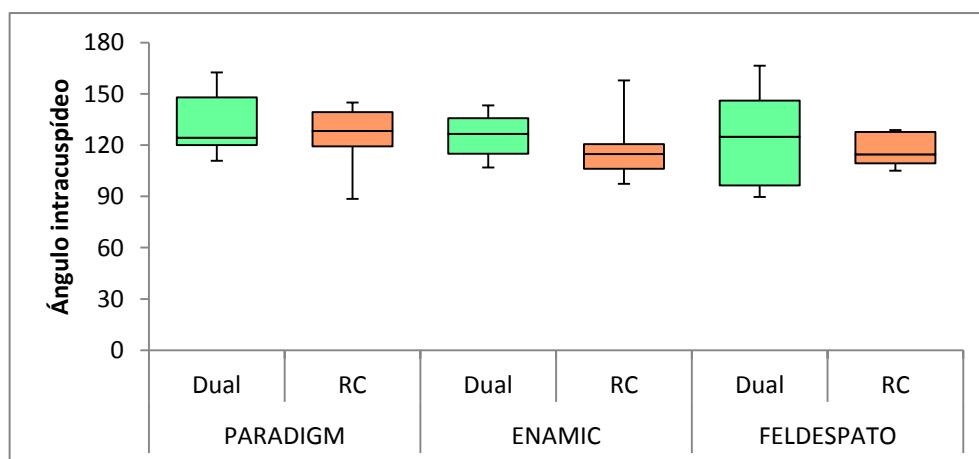


Fig. 40.- Distribuciones esquemáticas de valores de angulación según material y cemento.

Angulación intracuspídea según material

Las angulaciones en el grupo de material Paradigm MZ100 (128,9° de media) fueron levemente mayores que el resto de los grupos evaluados, a su vez, el grupo que utilizó el material Vita Enamic registró angulaciones algo mayores que el grupo de cerámicas feldespáticas (121,7° y 119,8° respectivamente). (Tabla 10, Figura 41)

Tabla 10.- Valores estadísticos descriptivos de angulación intracuspídea según material: Recuento de casos (n); Media; Desviación estándar (DE); Mínimo; Mediana y Máximo. Valores en °.

Material	n	Media	DE	Mínimo	Mediana	Máximo
PARADIGM MZ100	20	128,9	17,4	88,6	127,0	162,4
VITA ENAMIC	20	121,7	14,9	97,3	117,9	157,7
VITA MARK II FELDESPATO	10	119,8	20,6	89,6	119,7	166,3
GLOBAL	50	124,2	17,3	88,6	125,0	166,3

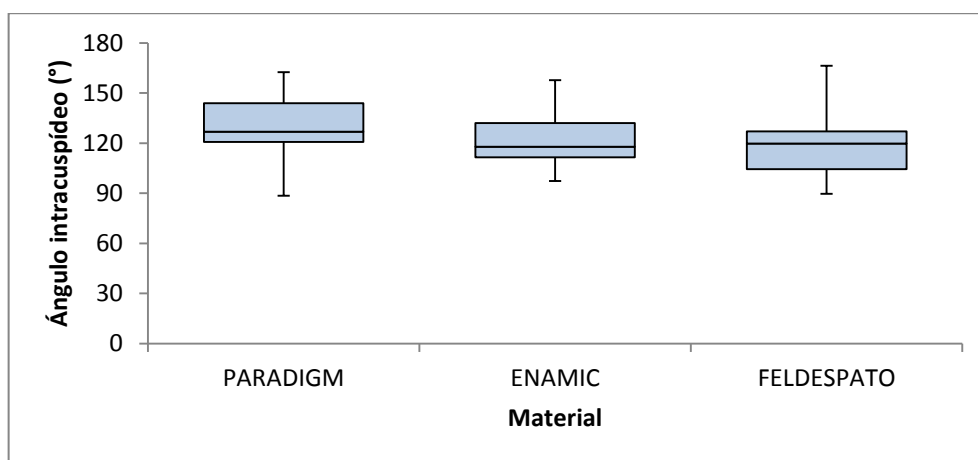


Fig. 41.- Distribuciones esquemáticas de valores de angulación intracuspídea según material.

Angulación intracuspídea según cemento

Respecto al cemento utilizado, Los valores fueron semejantes en ambos grupos (tabla 11 y figura 42).

Tabla 11.- Valores estadísticos descriptivos de angulación intracuspídea según cemento: Recuento de casos (n); Media; Desviación estándar (DE); Mínimo; Mediana y Máximo.

Cemento	n	Media	DE	Mínimo	Mediana	Máximo
Dual	25	124,1	20,1	89,6	120,2	166,3
RC	25	124,2	14,3	88,6	126,5	144,9
GLOBAL	50	124,2	17,3	88,6	125,0	166,3

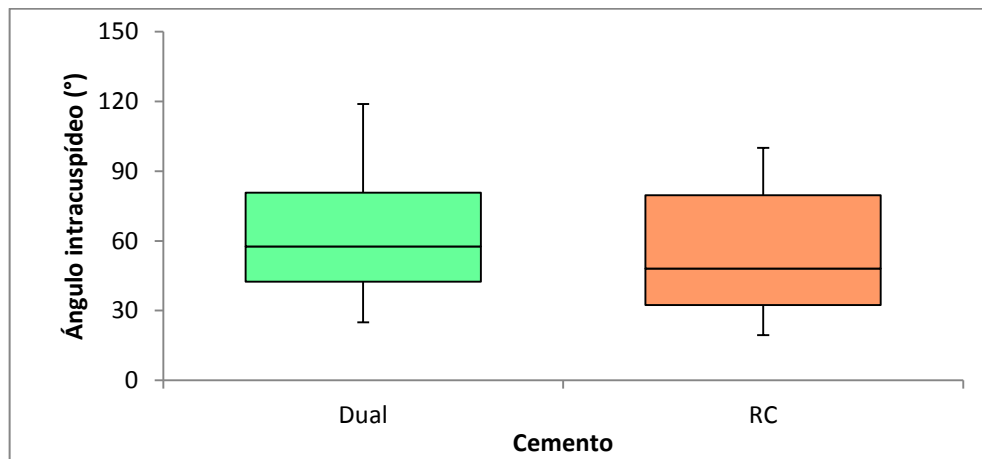


Fig. 42.- Distribuciones esquemáticas de valores de angulación intracuspídea según cemento.

Correlación entre la angulación intracuspídea y la fuerza de ruptura

Se verificó un grado de correlación significativo entre los valores de angulación intracuspídea y los valores de fuerza de ruptura (Corr. de Pearson: 0,316; $p < 0,05$), a mayor angulación mayor fuerza de ruptura.

Es conveniente explorar si existe otro factor explicativo de la distribución de valores de la figura 43, y nuevamente el factor material explica parcialmente lo mostrado en el gráfico de dispersión en la figura 44, aunque su efecto es moderado.

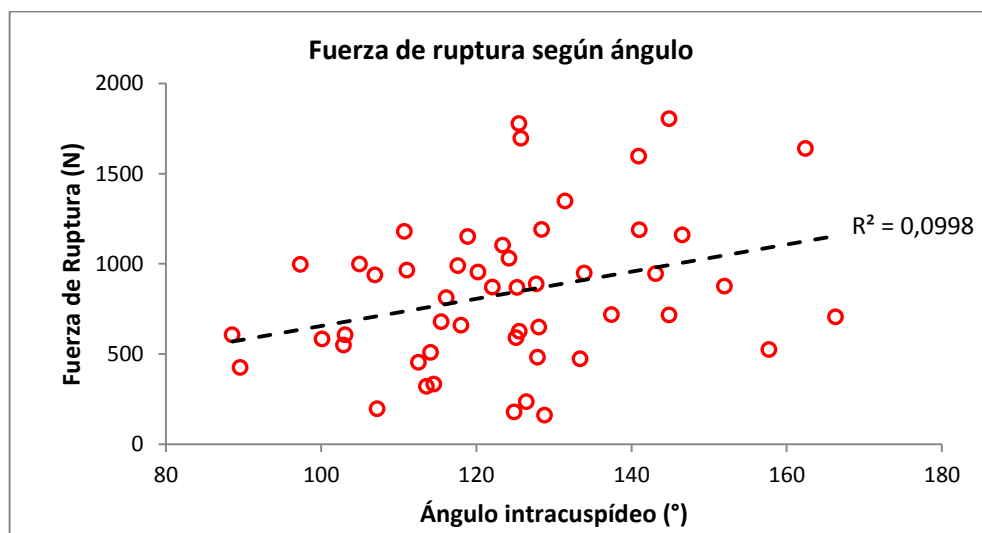


Fig. 43.- Diagrama de dispersión: Fuerza de ruptura según angulación intracuspídea.

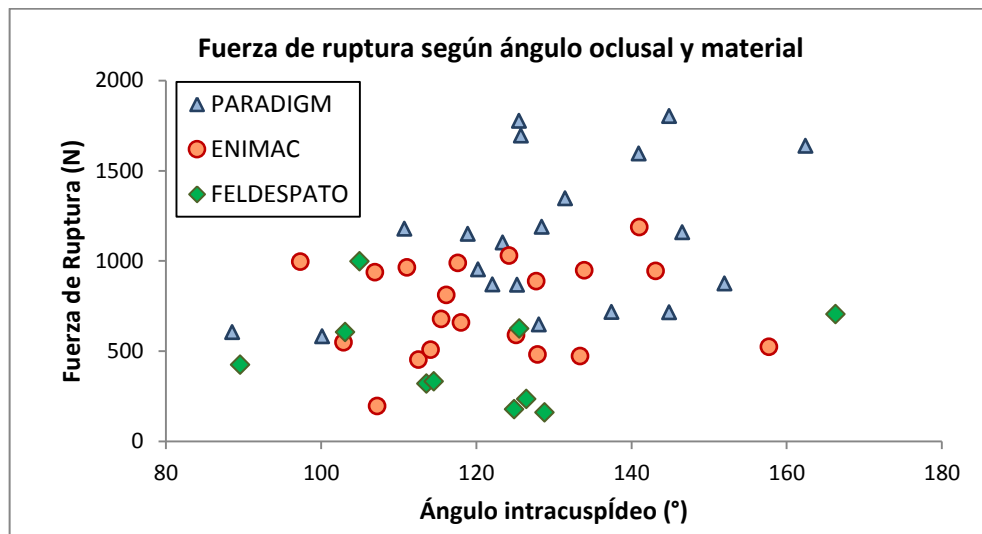


Fig. 44.- Diagrama de dispersión: Fuerza de ruptura según desadaptación y según material.

Modelo Lineal Generalizado²

Para evaluar el efecto conjunto de los factores: Material; Cemento; Desadaptación y Ángulo intracuspídeo sobre la fuerza de ruptura, se analizaron los datos mediante un Modelo Lineal Generalizado (MLG). (Tabla 12)

Variable dependiente: Fuerza de ruptura (variable escalar continua)

Factores introducidos en el modelo (variables independientes o predictoras):

- Material (Paradigm MZ100, Vita Enamic, VitaMark II Feldespato)
- Cemento (Dual, RC)
- Desadaptación marginal externa
- Ángulo intracuspídeo

Interacciones entre factores: (Material * Desadaptación; Cemento * Desadaptación)

² Los MLG son una extensión de los modelos lineales que permiten utilizar distribuciones no normales de los errores (binomiales, Poisson, gamma, etc) y varianzas no constantes.

Tabla 12.- Contrastes de los efectos del modelo: Origen del efecto (factor); Categoría asociada a mayor fuerza de ruptura; Estadístico de contraste (Chi² de Wald) y Nivel de significación estadística de la prueba de contraste (p-valor).

Origen del efecto (factor)	Categoría asociada a mayor resistencia de ruptura	Contraste de hipótesis	
		Chi ² de Wald	Sig. (p-valor)
Material	Paradigm MZ100	6,792	0,034
Ángulo intracuspídeo	Mayor (más plano)	2,161	0,142
Desadaptación	Menor desadaptación	1,198	0,274
Material * Desadaptación	Paradigm / Menor Desadap.	1,918	0,383
Cemento	RC	0,398	0,528
Cemento * Desadaptación	RC / Menor Desadap.	0,296	0,586

En la tabla 12 se muestran en orden decreciente de significación los factores según su grado de efecto sobre la variable “fuerza de ruptura”, especificando en cada caso la categoría asociada a mayores fuerzas. Solo resultó estadísticamente significativo el factor “material” ($p < 0,05$), indicando que el material utilizado es determinante respecto a la resistencia a la fractura de incrustaciones onlay, Paradigm MZ100 se posicionó en primer lugar, seguido por Vita Enamic, en tanto que el grupo control de cerámicas feldespáticas registró los valores resistivos más bajos.

Pese a que los demás factores no mostraron un efecto significativo sobre los valores de fuerza resultante, es importante considerarlos igualmente, ya que estos complementan la explicación de la variabilidad de los registros de fuerza, siendo los dos más relevantes el ángulo ($p = 0,142$) y la desadaptación marginal externa ($p = 0,274$).

DISCUSIÓN

Al comparar los materiales utilizados en la prueba de resistencia a la fractura de las restauraciones realizadas, observamos que se obtuvieron valores superiores estadísticamente significativos en Composite Paradigm MZ100 (Grupos 1 y 2) en la comparación con Enamic (Grupos 3 y 4) y estos, a su vez, en comparación con cerámica feldespática (Grupos 5 y 6).

Los resultados obtenidos en este trabajo, son similares a los obtenidos por Schlichting y col (8), quienes evaluaron la resistencia a la fatiga de carillas oclusales ultradelgadas comparando Composite Paradigm MZ100 con Empress CAD e Emax CAD y obtuvieron como resultado mayor resistencia a la fatiga en Composite y menor en cerámicas.

Chen y col (27) estudiaron la resistencia a la fractura de carillas oclusales confeccionadas en diferentes espesores en resina nanocerámica Lava Ultimate y disilicato de litio IPS Emax CAD y no encontraron diferencias estadísticamente significativas.

Johnson y col (28) compararon la resistencia a la fractura entre composite Paradigm MZ100 y resina nanocerámica Lava Ultimate siendo este último quien obtuvo valores superiores estadísticamente significativos.

Magne y col (24) (29) en diferentes estudios, compararon la resistencia a la fractura de carillas oclusales confeccionada en IPS Empress CAD, IPS Emax CAD y Composite Paradigm MZ100 y concluyeron que Paradigm MZ100 tiene una resistencia a la fatiga superior que los otros dos materiales estudiados, coincidiendo con los resultados del presente trabajo

Si bien los resultados obtenidos en el presente trabajo coinciden con los de autores que obtuvieron mejores resultados con Composite Paradigm MZ100 (Grupo 1 y 2), otros autores difieren con este. Es interesante destacar que las restauraciones fueron cementadas con cementos diferentes a los utilizados por los otros autores.

En el análisis de la variable del cemento, en esta investigación, obtuvimos mejores resultados de resistencia a la fractura cuando se combinó el Composite Paradigm MZ100 con el cemento de Composite Z100 precalentado. Sin embargo, los valores no fueron estadísticamente significativos.

Cheng y col (27) observaron que los valores de resistencia a la fractura obtenidos luego de cementar las carillas oclusales de Lava Ultimate arenadas obtuvieron mejores valores que cuando estaban pulidas.

El Zohairya y col (23) al comparar las fuerzas adhesivas de restauraciones confeccionadas con Composite Paradigm MZ100 y Cerec Vita blocks cementados con diferentes resinas duales, concluyeron que los valores adhesivos aumentan cuando la restauración es de Composite en relación a las cerámicas.

En relación a la desadaptación marginal externa y la resistencia a la fractura, los mejores resultados, en este trabajo, se obtuvieron cuando las carillas fueron confeccionadas con Composite Paradigm MZ100 y cementadas con Composite precalentado (Grupo 2). El resultado obtenido coincide con Magne y col (26), quienes compararon el sellado marginal externo de incrustaciones onlays fabricadas con composite CAD-CAM cementadas con dos tipos de cementos: Dual (RelyX) y resina precalentada (Z100). En el presente estudio, las restauraciones que fueron cementadas con resina precalentada (Grupos 2, 3 y 6) mostraron mejores valores de adaptación marginal externa que las cementadas con cemento dual (Grupos 1, 4 y 5).

Goulart y col (30) en su estudio de comparación de cementado de resinas precalentadas de diferentes marcas (XZ 250 y Venus) y cemento dual (RelyX ARC) concluyeron que la resina compuesta precalentada para procedimientos de cementación puede no mejorar la resistencia de unión microtensil, aunque podría usarse para reducir la viscosidad del material y mejorar el ajuste de la restauración. Estos autores consideraron que, mientras menor es el espesor de la restauración, mejores son las propiedades de unión microtensil en composites.

Sin embargo autores como Mounajjed y col (31) que compararon la adaptación marginal de las coronas de disilicato de litio cementadas con diferentes medios cementantes (Resina Harvard Premium Flow, cemento RelyX Ultimate y resina compuesta precalentada Enamel Plus HRi) concluyeron que las coronas cementadas con composite precalentada fueron las que obtuvieron valores mayores de desadaptación marginal externa considerando que superaron el rango de desadaptación marginal clínicamente aceptable.

Por otra parte, y a partir de observaciones que surgieron de este trabajo, se pudo identificar una variable que tenía correlación con los resultados obtenidos: la angulación intracuspídea. Esta variable reveló que, a mayor angulación intracuspídea, mejores eran los resultados de resistencia a la fractura. Las angulaciones de los diferentes grupos fueron realizadas al azar, y decidimos hacer los análisis estadísticos pertinentes, para poder sumar esta variable. Los resultados obtenidos fueron estadísticamente significativos.

CONCLUSIONES

El análisis e interpretación de los resultados obtenidos en el presente trabajo de investigación permitió concluir que:

- De acuerdo a los resultados se recomienda rechazar la hipótesis alternativa planteada para materiales y aceptar la hipótesis alternativa planteada para cementos.
- Del análisis de los grupos de acuerdo al **material y cemento** se obtuvieron valores medios, con mayor *resistencia a la fractura*, para el Grupo 2 (Paradigm MZ100- Composite Z100) seguido por el Grupo 1 (Paradigm MZ100- Dual). Luego, y con diferencias estadísticamente significativas siguieron los Grupos 3 (VitaEnamic- Composite Z100) y 4 (VitaEnamic- Dual) y con valores bastante más bajos los Grupos 5 (VitaBlocks MarkII- Dual) y 6 (VitaBlocks Mark II- Composite Z100)
- Según la variable **material**, los valores registrados de fuerza de ruptura asociados al material Paradigm MZ100 superan a los de VitaEnamic y éstos a su vez a VitaBlocks MarkII.
- Del análisis de los grupos de acuerdo al **medio cementante** no se observaron diferencias estadísticamente significativas aunque la media general fue ligeramente mayor en el grupo de Composite Z100.
- En relación a la *desadaptación marginal* se obtuvo menor desadaptación marginal con el Grupo 2, seguido por el Grupo 1, el Grupo 3, el Grupo 4, el Grupo 5 y por último el Grupo 6. Según el **material** se obtuvieron mejores resultados con Paradigm MZ100, seguidos por VitaEnamic y por último VitaBlocks Mark II que fueron las que presentaron mayor desadaptación. Según el **medio cementante** se obtuvieron resultados más favorables para el Composite Z100 mientras que el cemento dual registró mayores valores de desadaptación, sin diferencias significativas.
- De la evaluación de estos resultados se verificó la correlación entre los valores de desadaptación y la fuerza de ruptura de las incrustaciones: a menor desadaptación mayor fuerza de ruptura, lo cual implica una mayor resistencia a la fractura.
- Del análisis de la angulación intracuspídea, se verificó un grado de correlación significativo entre los valores de angulación intracuspídea y los valores de fuerza de ruptura: a mayor angulación, mayor fuerza de ruptura.

- Teniendo en cuenta el modelo lineal generalizado donde se evaluaron todos los factores (material, cemento, desadaptación y angulación intracuspídea) se obtuvo como resultado que el factor "Material" fue el único que resultó estadísticamente significativo respecto a la resistencia a la fractura de las incrustaciones onlay. Con Paradigm MZ100 se obtuvieron los mejores resultados.

REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

- 1- Bertoldi Hepburn A. "Restauraciones conservadoras de inserción plástica en el sector posterior. Restauraciones Directas con composite" y "Fijación de estructuras rígidas en Odontología Restauradora" en *Rehabilitación posendodóntica*. 1° Ed. Editorial Médica Panamericana, Buenos Aires, Argentina, 2012. pp 21-79 y 285-334
- 2- Hirata R. "Sistemas adhesivos y resinas compuestas: el material" en *Tips Claves en Odontología estética*. 1° Ed. Editorial Médica Panamericana, Buenos Aires, Argentina, 2012, pp 145-169
- 3- Barrancos Mooney PJ. "Lesiones cervicales no cariosas y cariosas" en *Operatoria Dental. Avances clínicos, restauraciones y estética*. 5° Ed. Editorial Médica Panamericana, Buenos Aires, Argentina, 2015, pp 97-157
- 4- Johansson A, Omar R, Carlsson G y Johansson A. Dental Erosion and its growing importance in clinical practice: From Past to Present. *Int J Dent*, 2012; 2012:1-18
- 5- Schlichting L, Holz Resende T, Rodrigues Reis K, and Magne P. Simplified treatment of severe dental erosion with ultrathin CAD-CAM composite occlusal veneers and anterior bilaminar veneers. *J Prosth Dent*, 2012; 116:474- 482.
- 6- Vailati F, Belser U. Full-Mouth adhesive rehabilitation of a severely eroded dentition: the three-step technique. Part 1. *Eur J Esth Dent*, 2008;3:30-44
- 7- Vailati F, Belser U. Full-Mouth Adhesive rehabilitation of a severely eroded dentition: the three-step technique. Part 2. *Eur J Esth Dent*, 2008;3:128-146
- 8- Schlichting L, Pires M, Baratieri L and Magne P. Novel-design ultra-thin CAD-CAM composite resin and ceramic occlusal veneers for the treatment of severe dental erosion. *J Prosth Dent* 2011;105:217-226
- 9- Borges Fonseca R, Fernandes Neto A, Correr Sobrinho L and Soares C. The influence of cavity preparation design on fracture strength and mode of fracture of laboratory-processed composite resin restorations. *J Prosth Dent*. 2007;98:277-284
- 10- Magne P, Knezevic A. Thickness of CAD–CAM composite resin overlays influences fatigue resistance of endodontically treated premolars. *J Dent Mater* 2009; 25:1264–1268
- 11- Li R, Chow T, Matinlinna JP. Ceramic dental biomaterials and CAD-CAM technology: State of the art. Review. *J of Prosth Res* 2014;58:208-216
- 12- Alvarez Cantoni H. "Técnica de preparación. Variaciones del protocolo clásico según el material elegido" en *Fundamentos, Técnicas y Clínica en rehabilitación Bucal*. Tomo I. 1° Ed. Editorial Hacheace. Santiago, Chile 1999, pp 265-286

- 13- Rebossio A. "Construcción de Incrustaciones Acrílicas" en *Los Plásticos en Odontología*. Buenos Aires. 1949. pp. 209-226
- 14- Barrancos Mooney JP. "Resinas compuestas" en *Operatoria Dental. Avances clínicos, restauraciones y estética*. 5° Ed. Editorial Panamericana. Buenos Aires, Argentina, 2015. pp 249-258
- 15- Shillingburg, H. "Acabado y cementado" en *Fundamentos Esenciales en Prótesis Fija*. 3° Ed. Editorial Quintessence S.L. España, 2006, pp 385-418
- 16- Macchi R. "Propiedades de los materiales" en *Materiales Dentales*. 4° Ed. Editorial Panamericana. Buenos Aires, Argentina, 2013, pp 13-37
- 17- Falkensamer F, Arnetzl GV, Wildburger A, Krall Ch y Freudenthaler J. Influence of different conditioning methods of immediate and delayed dentin sealing. *J Prosthet Dent*. 2014;112: 204-210
- 18- Magne P. Interaction between impression material and dentin sealing. *J of Prosth Dent*. 2009;102:298-305
- 19- Magne P, So W y Cascione D. Immediately dentin sealing supports delay restoration placement. *J of Prosthet Dent*. 2007;98:166-174
- 20- Choi YS, Cho IH. An effect of immediate dentin sealing on the shear bond strength of resin cement to porcelain restoration. *J Adv Prosth* 2010;2:39-45
- 21- Magne P. Virtual prototyping of adhesively restored, endodontically treated molars. *J Prosthet Dent*. 2010;103:343-351
- 22- Chang JC, Hart D, Estey A y Chan J. Tensile bond strengths of five luting agents to two CAD-CAM restorative materials and enamel. *J Prosthet Dent*. 2003;90:18-23.
- 23- El Zohairy A, De Gee A, Mohsen M, Feilzer A. Microtensile bond strength testing of luting cements to prefabricated CAD-CAM ceramic and composite blocks. *Dent Mater* 2003;19:575–583
- 24- Magne P, Schlichting L, Pires M and Baratieri L. In vitro fatigue resistance of CAD-CAM composite resin and ceramic posterior occlusal veneers. *J. Prosthet Dent*. 2010;104:149-157
- 25- Acquaviva P, Cerutti F, Adami G, Gagliani M, Ferrari M. Degree of conversion of three composite material employed in the adhesive cementation of indirect restorations: a micro-Raman analysis. *J. Dent*. 2009; 37:610-615
- 26- Magne P, Razaghy M, Carvalho MA, Soares L. Luting of inlays, onlays, and overlays with preheated restorative composite resin does not prevent seating accuracy. *Int J Esthet Dent*. 2018;13 (3):318-332.

- 27- Chen Ch, Trindade FZ, Jager N, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. The fracture resistance of a CAD-CAM Resin Nano Ceramic (RNC) and a CAD ceramic at different thickness. *J Dent Mat.* 3, 2014:954-962
- 28- Johnson A, Versluis A, Tantbirojn D, Ahuja S. Fracture strength of CAD-CAM composite and composite-ceramic occlusal veneers. *J Prosth Res*, 2014.
- 29- Magne P, Stanley K, Schlichting L. Modeling of ultrathin occlusal veneers. *Dent Mat*, 2012:777-782
- 30- Goulart M, Borges Veleda B, Damin D, Bovi Ambrosano GM, Coelho de Souza F, Erhardt M. Preheated composite resin used as a luting agent for indirect restorations: effects on bond strength and resin-dentin interfaces. *Int J Esthet Dent.* 2018;13(1):86-97.
- 31- Mounajjed R, Salinas T, Ingr T, Azar B. Effect of different resin luting cements on the marginal fit of lithium disilicate pressed crowns. *J Prosthet Dent.* 2018;119(6):975-980

ANEXO 1

Consentimiento informado para pacientes que participan en el estudio

Evaluación de la adaptación marginal y resistencia a la fractura de incrustaciones (onlay) confeccionadas con diferentes materiales y fijadas con distintos medios cementantes

Usted está invitado a participar en este estudio de investigación y puede decidir si desea participar o no. La siguiente información describe el estudio y su rol como participante del mismo. Por favor, tómese su tiempo para decidir lo que va a hacer, lea atentamente y no dude en formular las preguntas que considere necesarias acerca de la información que se le proporciona en este documento.

¿Por qué se realizará este estudio?

Las restauraciones de las piezas dentarias han ido evolucionando con la aparición de nuevos materiales y nuevos métodos de cementado.

Este estudio tiene la finalidad de buscar mejores alternativas para restaurar las piezas dentarias dañadas de manera más conservadora. Para ello se evaluarán el comportamiento de incrustaciones (restauraciones indirectas) que serán realizadas con diferentes materiales para poder determinar cuáles son más resistentes y de esa forma beneficiar a futuros pacientes. Este estudio se realizará sobre piezas dentarias naturales in vitro (fuera de la boca).

Este protocolo está asociado a un proyecto de tesis doctoral que se desarrolla en la Facultad de Odontología, Universidad Nacional de Córdoba.

¿Qué se me pedirá que haga?

Se le solicitará que ceda la pieza dentaria extraída al profesional que realizará el trabajo de investigación.

Las muestras serán empleadas solo para aplicar los materiales dentales. Una vez empleadas las muestras, serán desechadas como material biopatógeno, a través del servicio que posee la institución.

¿Qué beneficios puedo esperar de mi participación en este estudio?

Si bien este estudio no proporciona hoy un beneficio en usted, es probable que en el futuro sí sea beneficioso para usted y para otros pacientes.

Responsabilidad:

La investigación básica, también llamada investigación fundamental o pura, se lleva a cabo en los laboratorios y contribuye a la ampliación del conocimiento científico sobre la salud, creando nuevas teorías o modificando las ya existentes. Debido a que la investigación a desarrollar por nuestro equipo es básica, no se realizará ninguna intervención sobre su persona, por lo que no existen posibilidades de efectos colaterales o daños sobre su salud relacionados con nuestra actividad.

¿Quién podrá ver mis registros y saber que yo estoy incluido en el estudio?

Si usted acepta participar en este estudio, su nombre y datos serán confidenciales conforme a las leyes y/o regulaciones aplicables. Si los resultados del estudio se publican, su identidad se mantendrá confidencial. A menos que lo requiera la ley, solo su médico o el personal designado por él, los investigadores principales responsables del estudio o el personal designado por ellos, los representantes de la firma que proveerá la medicación para este estudio, el comité independiente de ética y los inspectores de las agencias regulatorias del gobierno tendrán acceso directo a sus registros médicos para examinar la información del estudio. Además, se le avisará con tiempo toda información nueva y significativa que pueda afectar su interés de permanecer en el estudio.

¿A quién debo llamar si tengo preguntas?

Nombre del contacto: Odontóloga María de las Mercedes Juárez Peñalva.

Teléfono 156878707 (Cátedra de Prótesis, Facultad de Odontología, Universidad Nacional de Córdoba).

Este protocolo será aprobado por el Comité de Ética de la Facultad de Odontología de la Universidad Nacional de Córdoba, cuyos datos figuran al pie de cada página, y puede solicitar información o recurrir a dicho Comité si le surgieran dudas al respecto.

La firma de este consentimiento no significa la pérdida de los derechos que legalmente le corresponden de acuerdo a las leyes vigentes en la República Argentina.

Usted recibirá una copia de este consentimiento firmado.

He leído y entendido este consentimiento. Todas mis preguntas han sido contestadas y yo acepto participar voluntariamente en este estudio

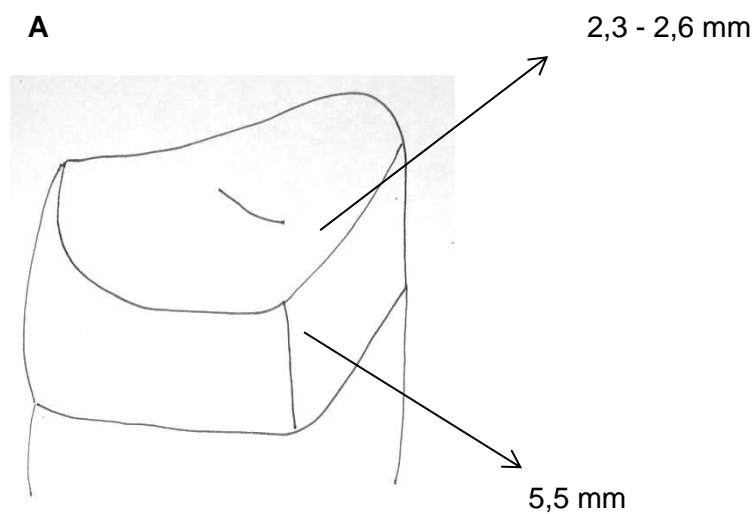
Nombre del paciente

Firma del paciente

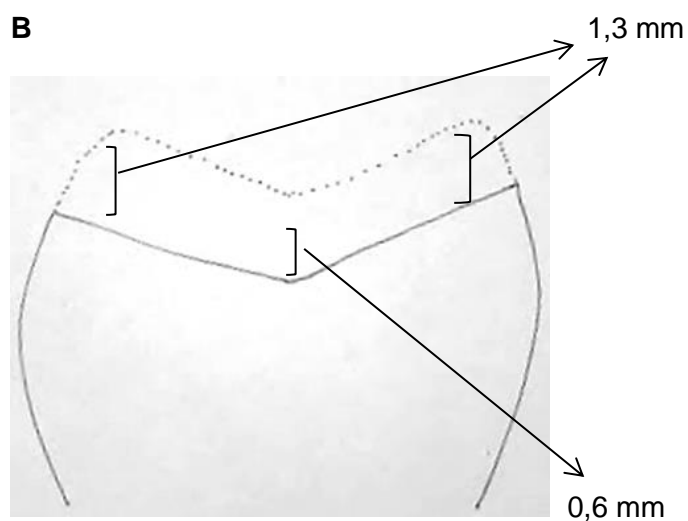
Fecha

Od. Juárez Peñalva, María de las Mercedes

ANEXO 2



Anexo 2 A: Tallado conservando las caras libres a 5,5 mm de la unión cementoadamantina y a 2,3 - 2,6 mm del surco principal.



Anexo 2 B: Las incrustaciones fueron programadas para generar espesores de 0,6 mm para el surco principal y un máximo de 1,3 mm los vértices cuspídeos y 1,00 mm para las vertientes internas.

ANEXO 3:

INSTRUMENTOS EMPLEADOS:

En los laboratorios de microscopía y de procesamiento de materiales sólidos del A.B.O. (Área de Biología Odontológica) de la Facultad de Odontología de la UNC se realizaron los siguientes trabajos sobre la tesis doctoral de la Od. Juárez Peñalva, María de las Mercedes, titulada “Evaluación de la adaptación marginal y resistencia a la fractura de incrustaciones (onlay) confeccionadas con diferentes materiales y fijadas con distintos medios cementantes”:

- Medición de la desadaptación marginal externa: Se adquirieron imágenes digitales con cámara fotográfica Sony modelo SSC-C370-P acoplada a lupa trinocular (Olympus-Japón) con aumentos de 32X y 50X, y mediante el software para morfometría Image Pro Plus 4.52 se midió la desadaptación marginal externa de todos los dientes que conformaban los 6 grupos de estudio (n=50).
- Pruebas de resistencia a la fractura: Se realizaron con una Máquina de Ensayos Universal marca DIGIMESS, modelo RS-8000, con celda de carga Transcell Technology inc. Mod. BSS de 500 kg de capacidad.
- Mediciones de la angulación intracuspídea: Se realizaron con el software para morfometría Image Pro Plus 4.52 a partir de imágenes adquiridas con escáner gráfico HP G-3110 a 1200 dpi de resolución.