



**UNIVERSIDAD DE CHILE
FACULTAD DE ODONTOLÓGÍA
DEPARTAMENTO DE PROTESIS**

COMPARACIÓN DE LA RESISTENCIA A LA FRACTURA DEL SISTEMA ESPIGA-MUÑÓN DE FIBRORESINA ENTRE DIENTES CON REMANENCIA DE PAREDES OPUESTAS PROXIMALES VS. CARAS LIBRES (IN VITRO)

Francisca Andrea Cáceres Becerra

**TRABAJO DE INVESTIGACIÓN
REQUISITO PARA OPTAR AL TÍTULO DE
CIRUJANO-DENTISTA**

TUTOR PRINCIPAL

Prof Dr. Mario Angulo Mora

TUTORES ASOCIADOS

Dr. Claudio Méndez

Dr. Raúl Montalbán

Dr. Ricardo Cortés.

**Adscrito a Proyecto PRI- ODO 14/009
Santiago – Chile
2016**



**UNIVERSIDAD DE CHILE
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA
DEPARTAMENTO DE PROTESIS**

COMPARACIÓN DE LA RESISTENCIA A LA FRACTURA DEL SISTEMA ESPIGA-MUÑÓN DE FIBRORESINA ENTRE DIENTES CON REMANENCIA DE PAREDES OPUESTAS PROXIMALES VS. CARAS LIBRES (IN VITRO)

Francisca Andrea Cáceres Becerra

**TRABAJO DE INVESTIGACIÓN
REQUISITO PARA OPTAR AL TÍTULO DE
CIRUJANO-DENTISTA**

TUTOR PRINCIPAL

Prof Dr. Mario Angulo Mora

TUTORES ASOCIADOS

Dr. Claudio Méndez

Dr. Raúl Montalbán

Dr. Ricardo Cortés

**Adscrito a Proyecto PRI- ODO 14/009
Santiago – Chile
2016**

AGRADECIMIENTOS

A mis padres, Antonio y Teresa por su apoyo incondicional, por permitirme alcanzar mis sueños y lograr mis metas.

A mis hermanos, Teresa y Juan y mi cuñado Enrique, por ayudarme en los momentos difíciles y estar presentes cada vez que los necesito.

A mis amigas de la infancia Luz, Paula, Paulina, Jennifer y Paloma por estar presentes siempre y dar los consejos necesarios en los momentos adecuados.

A mis amigos que me han acompañado en esta etapa universitaria, Rafael, Constanza, Amaru, Varsovia y Cesar, por compartir cada momento en mi formación como profesional, como persona y apoyarme en mis decisiones.

A mis amigos del centro de alumnos, Rafael, Begoña, Nicole, Alonso y Jaime, por compartir experiencias y ser parte de un equipo que tiene el fin de ayudar a los demás.

A todos quienes se hicieron presentes durante mi paso por la universidad y aportaron de manera positiva a mi formación como persona, Dra. Claudia Lefimil, Prof. Nora Silva, Dra. Andrea Werner, Dr. Cristian Aguilera, Dra. Natalia Ortega, Dr. Luis Araneda, Dr. Rodrigo Cabello, Dra. Andrea Pizarro y al Dr. Nelson Brierley.

A mis tutores, Dr. Mario Angulo y Dr. Claudio Méndez, por permitirme trabajar en este proyecto de investigación y participar durante las correcciones de mi trabajo.

INDICE

RESUMEN	6
INTRODUCCION	7
MARCO TEORICO	9
HIPOTESIS	24
OBJETIVO GENERAL	24
OBJETIVO ESPECIFICO	24
MATERIAL Y METODO	25
RESULTADOS	37
DISCUSION	42
CONCLUSION	46
REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS	47
ANEXOS Y APENDICES	52

RESUMEN

Introducción. La existencia de dientes con grandes destrucciones, es una necesidad que requiere ser resuelta. En ocasiones no es posible realizarlo con una restauración directa, por lo que es necesario una intervención a través de prótesis fija. En este trabajo se estudia en dientes anclados intraradicularmente con espigas de fibroresina, la resistencia a la fractura entre grupos de dientes con remanencia de paredes de caras libres versus paredes de caras proximales.

Material y métodos: 42 premolares extraídos recientemente y con tratamiento de endodoncia se dividieron en 3 grupos (A: 16; B: 16; C: 10), en función de sus paredes residuales, que van de permanencia de caras libres (A), permanencia de caras proximales (B) y todas las paredes (C). Todos los dientes fueron preparados con sistemas de espigas de fibroresina, y posterior preparación de muñón. Cada grupo fue tallado con una terminación de tipo chamfer, dejando un grosor de 1mm por pared y 4 mm de altura, el muñón fue preparado con resina compuesta. Las muestras fueron colocadas en probetas de acrílico con 55° de inclinación, las que fueron sometidas a cargas mediante máquina de ensayo de fuerza Instron modelo 3369 (USA, 2010), con la cual se determinó los valores de resistencia a la fractura del sistema espiga muñón.

Los datos fueron analizados a través del programa STATA 12, utilizando el test de Shapiro wilk y ANOVA.

Resultados: La media de las cargas de compresión de todos los grupos es $417.9 \pm 125.29N$. El test de ANOVA reveló que tanto los premolares de caras libres como de caras proximales no tienen influencias significativas en la resistencia a la fractura ($p > 0,05$) con un $p = 0,28$. Sin embargo al comparar Premolares Superiores (PMs) y Premolares Inferiores (PMi), los PMs son significativamente más resistentes a la fractura comparados con PMi ($p = 0,007$).

Conclusiones: La resistencia a la fractura de un sistema espiga muñón (SEM) con fibroresina frente a fuerzas compresivas oblicuas, no tiene significancia estadística en relación al par de paredes remanentes (paredes de caras libres versus paredes de caras proximales). Sin embargo, los resultados mostraron que los premolares superiores y la pared palatina presentan mayor resistencia.

INTRODUCCION

Según la OMS, las enfermedades y afecciones bucales más prevalentes, como la caries dental y la enfermedad periodontal, son las causantes de la pérdida de dientes en el adulto. Alrededor del 30% de la población mundial con edades comprendidas entre los 65 y los 74 años no tiene dientes naturales (OMS, 2012). Esto afecta la salud general y calidad de vida de los individuos, y por ello es necesario de la participación del odontólogo para realizar tratamientos oportunos que eviten la pérdida dental (Palomer L, 2006).

La caries dental genera un reblandecimiento del tejido duro del diente y que evoluciona hasta la formación de una cavidad (Palomer L, 2006). Esta cavidad se puede solucionar a través de una restauración de tipo directa, sin embargo, si la destrucción es extensa será necesaria la restauración con un sistema indirecto.

La restauración con un sistema indirecto depende de la vitalidad del diente, cuando la destrucción es extensa sin soporte dentario y tratado endodónticamente, se requiere de un anclaje del material de restauración a través de un sistema de espiga muñón. La elección del sistema espiga muñón utilizado es desafío para el profesional, dependiendo de la resistencia a la fractura, retención, etc. Sin embargo, actualmente la tendencia es usar materiales que tengan características físicas similares a las de la dentina, biocompatibilidad y capaz de adherirse al tejido dentinario (Jung R. y cols, 2007).

Estas características hacen referencia a las espigas de fibroresina, las cuales han demostrado que cuando fracasan, pueden ser reparadas con mayor facilidad, por lo que son importantes para la supervivencia posterior del diente (Schmitter M. y cols, 2007).

El tipo de fracaso que se obtiene al utilizar un sistema de espiga de fibroresina, puede estar relacionado a la cementación de la espiga o a un tipo de fractura del diente en los casos catastróficos (Pereira J. y cols, 2011).

Las fracturas que se obtienen del sistema de espiga muñón de fibroresina, según estudios in vitro, son del tipo reparables (Aggarwal V., MDS y cols, 2012). Esto sucede cuando la unión entre la espiga de fibra y la superficie de la dentina radicular logra la mejor adaptación entre sí, apoyada por el tipo de cemento que se utiliza (Diniz F, y cols, 2015).

Además del sistema que se utilice, es importante la influencia de las paredes remanentes una vez que se tiene el diente conformado con el tallado. Es por ello que hay estudios que demuestran que aumenta la resistencia a la fractura, en dientes con más de 2 paredes, cuando se coloca una espiga de fibroresina (Mangold JT. y cols, 2011).

Este estudio tiene por finalidad determinar la resistencia a la fractura, del sistema espiga muñón de fibroresina en dientes premolares tratados endodónticamente, al comparar 2 paredes paralelas opuestas (proximales v/s libres) residuales frente a cargas de compresión de carácter oblicuo.

MARCO TEORICO

La necesidad de restauración de los dientes anteriores y posteriores con grandes áreas de estructura dentaria coronal ausente o perdida, puede generar una afección tanto física como psicológica para el paciente. Cuando esta necesidad no puede ser resuelta mediante una restauración directa, debido a un anclaje insuficiente en la dentina restante, es cuando se debe recurrir a una prótesis dental. Las prótesis dentales son la sustitución adecuada de las porciones coronarias de los dientes y de sus partes asociadas, cuando se encuentran perdidos o ausentes, por medios artificiales capaces de restablecer la función masticatoria, estética o fonética. Ella adquiere un carácter terapéutico, por cuanto reconstruye morfológica y funcionalmente las estructuras dentarias afectadas o ausentes y sus partes asociadas (Núñez y cols 2012). Dentro de las prótesis dentales nos encontramos con las prótesis fijas, las cuales cuando son dentosoportadas, requieren apoyo y retención de un diente natural, constituyendo un aparato protético permanentemente unido a la corona remanente, restaurando la función y generando donde sea necesario, un efecto estético agradable (Shillenburg H, 2002).

Las prótesis fijas tienen diferentes clasificaciones, según el soporte, número de constituyentes, ubicación, materiales y ubicación dentaria. En la clasificación de las prótesis fijas por ubicación dentaria, están las extracoronarias las que son de tipo coronas periféricas parciales y las coronas periféricas totales. Estas últimas son aquellas que cubren totalmente el elemento biológico y necesitan un soporte de tipo dentario, el cual es a través de un diente vital, manteniendo su vitalidad pulpar o a través de un sistema espiga muñón en un diente tratado endodónticamente (Shillenburg H, 2002).

Sistemas espiga muñón

El sistema espiga muñón nació en 1728, cuando Pierre Fourchard usó “tenons”, que eran espigas y coronas anclados en los restos radiculares. En el año 1766, Adam Anton Brunner utilizó un método con espigas dentarias atornilladas a

la base de la corona, en EEUU los primeros sistemas de espiga fueron hechas con madera, posteriormente las coronas a espiga se fabricaron con una combinación de madera y metal, después se crearon las espigas metálicas (Charles J. Goodacre DDs y cols, 2001).

A mediados de los años 50 se empezó con la espiga muñón colado en aleación metálica que se conoce actualmente, fabricado de forma separada a la corona (Figura 1). En los años 70 aparecen las espigas metálicas prefabricadas y materiales para la reconstrucción directa en la boca del paciente. En la actualidad, ya se puede contar con diferentes tipos de espigas, las cuales son de fibra de vidrio, cerómeros, cerámicas de alta resistencia, etc. (Shillinburg H, 2002).

Una vez instauradas las espigas usadas en el interior del canal radicular, para posterior rehabilitación del diente se necesitaba el uso de coronas, en las cuales, en un inicio fue utilizado hueso, marfil, dientes de animales y coronas dentarias naturales y sanas, las que fueron reemplazadas por porcelana. Las coronas a espiga de porcelana fueron descritas en 1802 por Dubois de Chemant y se convirtieron en el reemplazo de dientes naturales por artificiales (Charles J. Goodacre DDs y cols, 2001).

El sistema espiga muñón es empleado en la restauración con prótesis fija de dientes con escaso remanente coronario, que necesita ser reforzado. Un sistema de espiga se introduce en el conducto radicular de un diente tratado endodónticamente y esto permite formar un muñón que servirá para retener la corona que se construirá sobre él (Bolla M y cols, 2008).

Los sistemas que se conocen se basan en espigas coladas o prefabricadas y para elegir un sistema espiga muñón sobre otro se deben considerar aspectos como: 1) la posición del diente en la arcada, 2) función del diente, 3) configuración del canal, 4) diseño del perno, 5) tipo de perno, 6) agente cementante, 7) la integridad de la raíz, 8) estructura dentaria remanente (Ramírez R. A y cols 2010).

Además, el material del que estará fabricada la espiga debe tener

propiedades físicas como: el módulo de elasticidad, resistencia a la compresión, la expansión térmica, y la estética similar a la dentina, y también tener una unión adecuada a la dentina radicular (Ambica K, BDS, MDS y cols 2013).

Es fundamental que estos sistemas, posean una adecuada retención, que en este sistema se denomina anclaje, la que depende de dos factores: la longitud de la espiga y la adaptación de ésta a las paredes radiculares. Se considera que la preparación del conducto protésico para alojar una espiga en lo posible se debe limitar a la eliminación del sello endodóntico, comprometiendo mínimamente las paredes radiculares para proteger el remanente dentinario y reducir las posibilidades de accidentes como fractura radicular o generación de falsas vías (Quiroga Del Pozo, 2010).

Este sistema proporciona además la preservación de la estructura dental, contra fuerzas oclusales, en base a esto la dentina es necesaria para la restauración, ya que constituye la base sólida (cantidad sana disponible) para el anclaje de la espiga (Nissan J y cols, 2008).

Por lo tanto, es esencial que el sistema espiga muñón que sea elegido, para el tratamiento rehabilitador de un paciente, cumpla con devolver la estructura destruida del diente y posea propiedades que permitan mantener por mayor cantidad de tiempo ese diente en boca (Bolla M y cols, 2008).

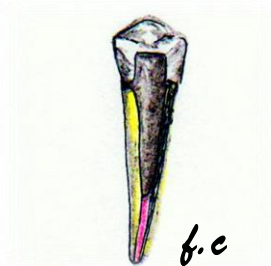


Figura 1: Sistema espiga muñón colado, en diente tratado endodónticamente

Tratamiento endodóntico en dientes con sistema espiga muñón

Para rehabilitar un diente con sistema espiga muñón, se requiere de un tratamiento previo de los canales radiculares a través de una endodoncia (Figura 2). Este diente al ser tratado tiene pérdida de agua y colágeno, lo cual podría explicar la fragilidad de los dientes tratados endodónticamente (Al- Omiri MK. y cols, 2010).

Para tener un acceso adecuado para el tratamiento de endodoncia, se necesita una entrada en línea recta con una eliminación adecuada de la dentina coronal y radicular, con esto se proporciona una preparación continua de tipo cónica hasta el ápice (Trushkowsky R., 2011).

En dientes tratados endodónticamente, para poder asegurar la longevidad, debe cumplir con ciertos requisitos, por ejemplo, tener al menos 5 mm de estructura coronal a la cresta ósea. Sin embargo, cuando se ve comprometida la relación corona-raíz, está contraindicado. Además, se necesitan 3 mm para mantener los tejidos blandos saludables, y 2 mm de estructura coronal incisal a la línea de preparación que son necesarias para obtener la integridad estructural. (Clarisse C. H. Ng, 2006).

Es importante considerar que para el éxito de un diente tratado endodónticamente y restaurado con un perno se necesita que los siguientes factores se cumplan: la biocompatibilidad, el tipo de cemento, la biomecánica y las posibilidades de facilitar el trabajo clínico para el odontólogo rehabilitador. Si se usa una espiga su longitud dentro de la raíz debe ser como mínimo la misma que la longitud coronaria, con el fin de asegurar la tensión y retención adecuada, si aumenta esta longitud aumenta la eficacia de la retención. Además, el tipo de material usado en la endodoncia debe ser gutapercha, debido a que materiales como puntas de plata pueden generar una perforación lateral. La longitud mínima que debe quedar a nivel apical de la raíz es de 4 mm de gutapercha, con el fin de evitar la generación de filtraciones o el desalojo de la misma, de no cumplir con los criterios, la restauración posterior se verá comprometida y su pronóstico se vuelve

desfavorable (Shillinburg H, 2002).

Es importante que el tratamiento endodóntico realizado, cumpla con las indicaciones de mantener un sellado mínimo a nivel apical, para evitar que las bacterias colonicen y que elimine la menor cantidad de dentina del canal radicular para evitar debilitamiento de las paredes radiculares y asegurar que el tratamiento tenga un mejor pronóstico (Shillinburg H, 2002).

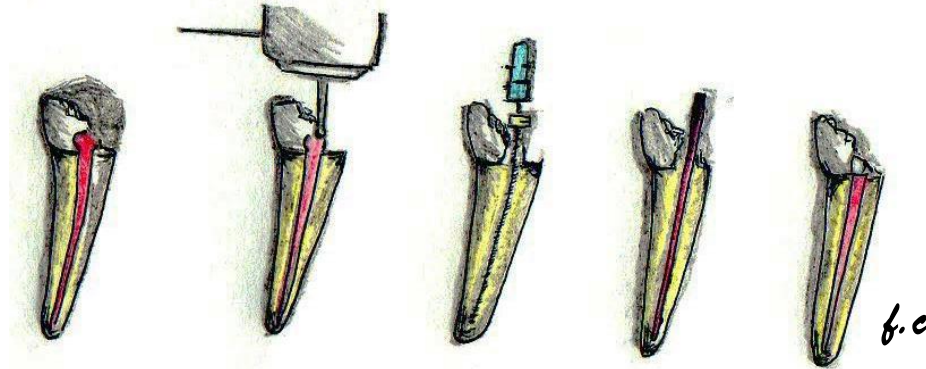


Figura 2: Secuencia endodóntica en un diente con gran destrucción coronaria.

Sistema espiga muñón prefabricado

De los tipos de sistemas espigas muñón existentes, uno de ellos corresponde a las espigas coladas, los cuales se han usado durante décadas, materiales de aleación de oro y otros metales han sido utilizados. Entre sus características están un módulo de la elasticidad alto en comparación con la dentina, lo que provoca una dureza que genera una desventaja por el ajuste, un bajo efecto estético y necesita más sesiones debido a que es fabricado en un laboratorio (Cheung W., D.M.D, 2005).

El otro tipo de sistema espiga muñón utilizado corresponden a las espigas prefabricados (figura 3), estos aparecen en los años 90, siendo los primeros aquellas espigas de resina reforzados con fibras de carbono, para más tarde aparecer aquellas reforzadas con fibra de vidrio y cuarzo (Calabria H., 2010). Las espigas con fibras de carbono/grafito mostraban mejor propagación de la resistencia a la fractura que aquellas espigas de titanio o de metal. Sin embargo, debido a sus cualidades estéticas bajas (color negro) es que se introducen

aquellas reforzadas con fibras de vidrio, las cuales son de color blanco o translúcido y se pueden utilizar en situaciones cosméticas (Chieruzzi M. y cols, 2012).

Los sistemas de espigas de resina reforzados con fibra de vidrio se introdujeron en 1992. Estas espigas están compuestas de fibras de vidrio unidireccionales insertas en una matriz de resina. Los polímeros de la matriz corresponden a unos tipo epoxi con un alto grado de conversión de monómero y una estructura reticulada. Una ventaja de este tipo de espigas reforzadas es que pueden distribuir la tensión sobre un área de superficie amplia. Lo que aumenta el umbral de la microfractura al aplicar una carga (Kalkan M, DDS y cols, 2006).

Entre las características de este sistema están un módulo de elasticidad similar a la dentina, buena estética, resistencia a la corrosión, menor uso de sesiones clínicas (Haralur S. y cols 2013).

Es importante destacar que los sistemas de espiga prefabricadas son relativamente fáciles de sacar, perforando a través del centro de la espiga con un ultrasonido o un instrumento rotatorio, siempre con el debido cuidado, con el fin de evitar perforaciones catastróficas (Goracci C. y cols, 2011).

La unión que estos sistemas espiga muñón tengan con la dentina se ve influenciada por la capa de barrido, método de preparación y el tipo de irrigación utilizados durante el tratamiento endodóntico, además de la utilización de los cementos y la compatibilidad de sus agentes de unión (Haralur S. y cols 2013).

Es fundamental, que los sistemas de espiga muñón prefabricados, al tener características similares a la dentina remanente del canal radicular, permiten que la distribución de fuerzas sea favorable en el interior del diente y mejora el pronóstico en relación a la fractura de un diente (Haralur S. y cols 2013).

Cementación espigas prefabricadas.

El sistema de espiga muñón prefabricado es un sistema que está en aumento de popularidad, debido a sus características ventajosas en relación a la restauración, entre las cuales están su posibilidad de poder unirse adhesivamente a la dentina radicular a través de un cemento que sea de tipo resinoso, promueven menor desgaste al preparar el canal radicular y presentan un buen comportamiento biomecánico, esto último en función de su módulo de elasticidad, el cual como ya se ha mencionado es similar a la dentina, además tienen un mejoramiento en los resultados estéticos (Ramírez R. A y cols 2010).

Para la selección del adhesivo apropiado en el procedimiento de cementación, se debe considerar el tipo de agente adhesivo que deba generar la unión entre la dentina y la espiga (Kalkan M., DDS y cols, 2006).

El cemento a utilizar proporciona amortiguación entre la espiga y la dentina radicular, y podría afectar a la distribución de tensiones cuando se genera una fuerza. Cementos convencionales como el fosfato de zinc, pueden desintegrarse cuando se ejerce una fuerza y a la vez generar tensiones en la raíz y causar su posterior fractura a nivel apical (Al Omiri MK. y cols 2010).

La evidencia en la literatura de la retención adhesiva de las espigas de fibra considera aspectos del tratamiento, como los agentes de unión a la dentina, y los modos de polimerización, influyen en las propiedades de retención de las espigas en los canales radiculares (D'Arcangelo C., DDS y cols, 2007). El uso de cementos adhesivos permite mejor distribución de la tensión en las paredes radiculares y esto permite que la espiga pueda absorber las tensiones y dirigir las en el eje longitudinal del diente (Al Omiri MK. y cols 2010).

La retención y el fracaso de las espigas prefabricadas está influenciada por el material y la forma de la espiga (D'Arcangelo C., DDS y cols, 2007).

Las espigas de fibra de carbono cementadas con agentes en base a resina mostraron menos microfiltración que aquellos cementados con agentes de vidrio ionómero y fosfato de zinc (Kalkan M, DDS y cols, 2006).

Los agentes de cementación en base a resina en su mayoría polimerizan a través de un proceso de polimerización dual, el cual necesita que se exponga a la luz para generar la reacción, sin embargo, este tipo de sistema genera más contracción de polimerización y genera menos flujo del material (Kalkan M., DDS y cols, 2006).

Además, hay que considerar el factor de configuración (factor C), que es la relación de las superficies adheridas a las no adheridas de una preparación, y entre mayor sea el factor C, mayor es la tensión de concentración de polimerización. A nivel radicular esto funciona cuando se utilizan cementos en base a resina, la cual, según algunos autores en una cementación de una espiga prefabricada, la región apical considera mayor factor C (Mallmann A. y cols, 2007).

Otros autores aluden además a la diferencia del número de túbulos dentinarios, por lo que donde existía mayor cantidad de túbulos es en la zona cervical, donde la unión del cemento a la dentina debía ser más fuerte en comparación al nivel apical (Mallmann A. y cols, 2007).

Es importante que la técnica de cementación podría afectar la resistencia a la fractura, cuando 1) Quedan residuos en los espacios entre la espiga y el cemento, 2) presencia de burbujas en las capas de cemento, 3) excesiva presión al asentar la espiga, lo que predispone a riesgo de fracturar la raíz (Al Omiri MK. y cols 2010).

El fracaso en el sistema de cementación, se ha convertido en un modo de falla para las espigas prefabricados (Pereira J. y cols, 2011). Varios estudios han aludido a que la desunión de la espiga a las paredes de la dentina radicular, es uno de los modos de fallo más importantes para las espigas de fibroresina, sobre todo a nivel apical. Hay factores que influyen de forma negativa en la adherencia

de los agentes cementantes, ya sea en la alteración a la estructura de la dentina o interferir con la polimerización, estos factores corresponden a: 1) irrigantes endodónticos (Hipoclorito de sodio, EDTA, peróxido de hidrógeno), 2) medicamentos (Hidróxido de calcio y eugenol) (Goracci C. y cols, 2011).

Es esencial que, al momento de usar un sistema de espiga prefabricado, su cementación sea en base a un cemento de tipo resinoso, ya que, por sus características, es compatible biomecánicamente, lo que permite mejor unión de la espiga al diente y además participa en la distribución favorable de las tensiones. Debe ser preparado e introducido según lo indique el fabricante, con el fin de evitar al mínimo los fracasos y que se generen fracturas (Kalkan M, DDS y cols, 2006).

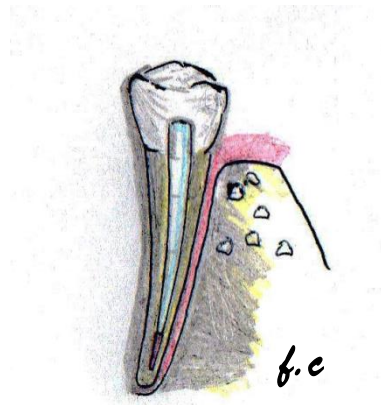


Figura 3: Sistema de espiga muñón prefabricada en un diente premolar.

Resistencia a la fractura espigas prefabricadas.

Debido a la pérdida de la estructura del diente y al posterior tratamiento endodóntico, genera que el diente sea más susceptible a la fractura, la destrucción progresiva del esmalte y dentina, es factor determinante para la fragilización del diente (Da Cunha R. y cols, 2007).

Existen riesgos que aumentan el potencial de fractura del diente después de un tratamiento endodóntico. Los riesgos constituyentes son la pérdida de estructura dental, tensiones que son atribuidas a los procedimientos de endodoncia y de restauración, preparación de la cavidad de acceso, la

instrumentación y la irrigación del canal radicular, la obturación del canal radicular, preparación posterior del canal, la selección de las espigas y la restauración coronaria (Khaled AL-Omiri M., BDS y cols, 2010).

La probabilidad de fracaso aumenta cuando una restauración coronaria está acompañada de un sistema espiga muñón, donde la fractura radicular es una de las más desfavorables. Para prevenir las fracturas, hay que considerar factores como, 1) cantidad de estructura dental luego del tratamiento endodóntico y preparación para la espiga, 2) resistencia mecánica de la espiga, 3) unión entre las paredes del canal radicular y la espiga. Sin embargo, las espigas coladas a pesar de su eficacia clínica, por sus propiedades mecánicas aumentan el riesgo a la fractura de la raíz, debido a esto es que aparecen como alternativa las espigas prefabricadas, las que tienen alta resistencia mecánica y un modo de elasticidad similar a la dentina, lo que permite una absorción de cargas comparable con el diente natural (Martelli H. y cols, 2008).

Los fracasos más comunes que se puedan encontrar en un sistema de espiga prefabricada son la pérdida de la retención de la espiga o de la corona, caries secundaria, y fractura de la raíz; causas menos frecuentes de fracaso se deben a la posible distorsión de la espiga o la fractura de la espiga. (Chieruzzi M. y cols, 2012).

En un diente con tratamiento endodóntico y posterior restauración con un sistema espiga muñón, la fractura de la raíz se genera cuando las fuerzas de tracción alcanzan un valor crítico, las cuales se propagan en las paredes del canal y generan más riesgo de fracturas de tipo vertical (figura 4). La mayor prevalencia de fracturas verticales se encuentra en los premolares superiores (Santos A. y cols, 2009). Las fracturas verticales se pueden generar por grietas que son probablemente causadas por 1) una lesión iatrogénica, 2) la preparación del canal radicular inadecuado, 3) sobrecarga durante la condensación lateral de la gutapercha, 4) técnica de cementación inadecuada y 5) la selección de las espigas según la preparación del canal radicular (Rippe M. y cols, 2014).

Frente a esto se ha estudiado además la longitud de la espiga utilizada. Un aumento de la longitud de la espiga se ha visto que aumenta la retención y, por lo tanto, aumenta la resistencia a la fractura, siempre y cuando la espiga no sobrepase los dos tercios apicales, ya que la menor cantidad de tejido radicular a nivel apical disminuye por lo que aumenta la tensión en ese nivel (Braga Franco E., DDs, MSc y cols, 2014). El aumento de la longitud de la espiga, genera que la distribución de fuerzas es más favorable a lo largo de la espiga y que la resistencia a la fractura esté aumentada. Sin embargo, hay estudios que han demostrado que no hay diferencias significativas entre el largo de la espiga y la supervivencia de la raíz a la fractura, sobretodo en dientes con raíz corta o curvas (Pereira J. y cols, 2011).

Para ello es fundamental que el tipo de sistema restaurador no empeore el pronóstico del mismo, sin embargo, no está ajeno a que una fractura pueda ocurrir. Para ello es necesario que los sistemas sean sometidos a cargas y así conocer su resistencia al desalojo y a la fractura además de evidenciar en esta última que tipo de fractura se produce y si corresponde a una a nivel radicular o coronal (Clarisse C. H. Ng, 2006). Las fracturas de tipo radicular en dientes tratados endodónticamente, son más frecuentes en dientes de pacientes de mayor edad y cuando es espesor de la dentina está reducida (Al- Omiri MK. y cols, 2010)

Se comparó la resistencia a la fractura de dientes restaurados con diferentes tipos de espigas prefabricadas de fibra (vidrio, carbono, titanio) y se encontró que estos sistemas poseían similar resistencia a la fractura entre ellos y comparado a sistemas de espiga colados (Ramírez R. A y cols 2010). Sin embargo, la diferencia entre ambos sistemas (colado y prefabricado) en relación a las fracturas, aquellos prefabricados disminuyen las posibilidades de fracturas de tipo irreparables (Aggarwal V., MDS y cols, 2012).

El sistema de espiga prefabricado puede dar lugar a un estrés mayor, cuando la unión entre la espiga de fibra y la superficie de la dentina radicular es insuficiente, por lo que es de fundamental importancia lograr la mejor adaptación de la espiga a las paredes, apoyada además por el tipo de cemento a utilizar. El

estrés generado además causa mayor impacto en el núcleo del perno versus la raíz del diente (Diniz F, y cols, 2015) y también este estrés puede ser en el tercio cervical de la raíz, lo que aumenta el pronóstico de una fractura de tipo reparable. El que se produzca este tipo de fracturas reparables es debido a que hay un mayor espacio entre las paredes del canal radicular y la espiga preformada, dejando una capa más gruesa de cemento, lo que facilitaría la disipación de las fuerzas y a la vez disminuye la concentración de tensiones a la raíz del diente (Zhou L. y cols, 2013).

Es importante considerar además que la fuerza de máxima intercuspidad en humanos está medida en 911 N (Newtons) en la región molar y en 569 N en la región incisal (Bessone, L. & Fernandez B. E. Jr, 2010), por lo que nos permite saber si la resistencia a la fractura de las espigas prefabricadas cumple con estas medidas para poder ser utilizadas como tratamiento en un paciente.

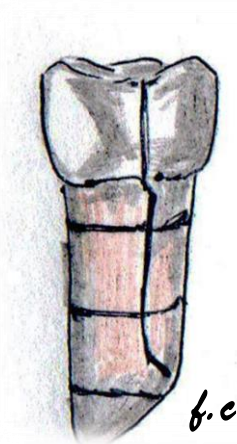


Figura 4: Diferentes tipos de fractura a nivel radicular, en un diente sometido a cargas.

Otros factores que influyen en la resistencia a la fractura.

1. Soporte periodontal y resistencia a la fractura.

La resistencia a la fractura también se ve influenciada por la cantidad de soporte periodontal que presentan las raíces de los dientes. Aquellos dientes periodontalmente comprometidos sufren menor resistencia a la fractura, luego de ser restaurados con sistema espiga muñón, debido a que el nivel de hueso

alveolar es considerado un factor importante para la concentración de esfuerzos y la posterior fractura del diente, éste actúa como punto de apoyo mecánico. Un estudio indicó que, en aquellos dientes con menor cantidad de nivel óseo, la concentración de fuerzas se dirigía a la dentina (Al- Omiri MK. y cols, 2010).

2. Sistema espiga muñón y relación corona/raíz.

La relación corona/raíz mínima para un sistema espiga muñón, necesaria para resistir las fuerzas que ocurren durante los movimientos céntricos y excéntricos es de 1:1. En esto también se incluye el alargamiento coronario o extrusión ortodóncica, la cual reduce la relación corona/raíz y con eso predisponer a la fractura del diente (Al- Omiri MK. y cols, 2010). El alargamiento coronario se utiliza cuando el efecto férula es insuficiente, disminuyendo la longitud de la raíz, lo que además genera molestias en el paciente y un aumento en el costo de su tratamiento (Arunpraditkul S., DDS y cols, 2009).

Influencia remanencia de paredes en la resistencia a la fractura.

La influencia de las paredes en la resistencia a la fractura se ve involucrada además con el concepto de férula, la que se define como una banda de metal o anillo alrededor de la raíz o corona del diente. Este efecto proporciona un refuerzo a los dientes tratados endodónticamente resistiendo a las fuerzas funcionales, en el caso de las espigas prefabricadas (Clarisse C. H. Ng, 2006).

Existen cuatro ventajas del efecto férula: 1. Efecto abrazadera, 2. Evitar la ruptura de la raíz, 3. Reducir el efecto cuña de una espiga cónica y 4. Resistencia a las fuerzas funcionales y laterales ejercidas durante la inserción de la espiga (Arunpraditkul S., DDS y cols, 2009).

Para generar una férula mínima efectiva, la cantidad de pared remanente en sentido axial debe ser de 1,5 mm (Arunpraditkul S., DDS y cols, 2009). Además, se necesitan al menos 2 mm de altura de las paredes remanentes en espigas prefabricadas para generar un aumento en la resistencia a la fractura y un

efecto férula eficiente (Clarisse C. H. Ng, 2006). Oliveira et al, establece que la elección del material para la espiga debe ser indicado para casos en que el remanente tenga una altura de 2 y 4 mm y un mínimo de 2 mm de espesor luego de la preparación del diente (Oliveira S. y cols, 2014).

La resistencia a la fractura necesita de la presencia de la pared, donde su opuesto genera el contacto oclusal. Es por ello que la pared palatina es de las más importantes en caso de remanencia en dientes superiores (Clarisse C. H. Ng, 2006).

La tensión de la fractura con espigas de fibroresina aumenta cuando el número de paredes es menor a dos y la resistencia a la fractura aumenta con una mejor distribución del estrés si se usan dos paredes o más (Nam S., DDS, MSD, DDS y cols, 2010).

El número de paredes de la corona remanentes, tiene influencia en la resistencia a la fractura. En un estudio se demostró que aumentaba en un 50% la resistencia a la fractura cuando había remanencia de 3 paredes, versus un diente sin pared coronal (Mangold JT. y cols, 2011).

Dependiendo de la cantidad de paredes restantes, para el tratamiento rehabilitador, es el tipo de fractura que se genera, cuando son 4 paredes las remanentes, las fracturas son de tipo horizontal, si son 3 paredes o menos el tipo de fractura es vertical u oblicua (Arunpraditkul S., DDS y cols, 2009).

Hay que destacar que la influencia de las paredes, también se ve involucrada a la posterior colocación de la espiga y la incorporación de un muñón, estudios demuestran que aumenta la resistencia a la fractura de aquellos dientes con 1 o 2 paredes remanentes, cuando una espiga de fibroresina es colocada (Mangold JT. y cols, 2011).

Debido a que la remanencia de las paredes es importante para mejorar la resistencia a la fractura, lo ideal al momento de un tratamiento es conservar la

mayor cantidad de paredes, sin embargo, muchas veces no es posible, por lo que, mejorando el resto de los factores, como el tipo de sistema utilizado, el cemento elegido entre otros, deben ser complemento para aumentar la resistencia a la fractura (Arunpraditkul S., DDS y cols, 2009).

Relevancia del problema

Cuando existe remanencia de al menos 2 paredes del muñón dentario, éstas pueden encontrarse en posición opuesta es decir mesial-distal (proximales) o vestibular-palatino y/o lingual (caras libres). Hasta el momento no es conocido cuál de estas paredes opuestas (proximales o de caras libres) es más relevante en la resistencia a la fractura del sistema espiga muñón de fibroresina. Con el siguiente estudio queremos comparar la resistencia a la fractura del sistema espiga-muñón de fibroresina entre dientes con remanencia de paredes opuestas proximales vs. caras libres (Figura 5), a través de un estudio *in-vitro*. Para poder conocer si esta modalidad pueda ser replicada para el tratamiento de un diente con indicación de prótesis fija.

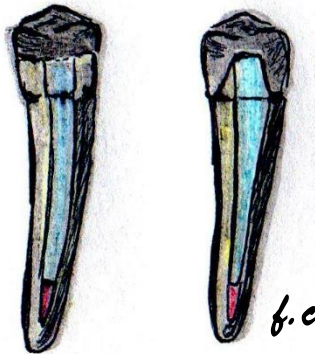


Figura 5: Resistencia a la fractura en dientes con 2 paredes del muñón dentario

HIPOTESIS Y OBJETIVOS

HIPÓTESIS

La resistencia a la fractura del sistema espiga-muñón de fibroresina es mayor en remanentes coronarios con presencia de las paredes de caras libres (vestibular-palatina) que en aquellos con presencia de las paredes proximales (mesial-distal).

OBJETIVOS:

OBJETIVO GENERAL:

Comparar y determinar la resistencia a la fractura del sistema espiga-muñón de fibroresina entre dientes con remanencia las paredes de caras libres y dientes con remanencia de paredes proximales en premolares superiores e inferiores.

OBJETIVOS ESPECÍFICOS:

1. Determinar la resistencia a la fractura del sistema espiga-muñón de fibroresina, en un remanente coronario con presencia de todas las paredes.
2. Determinar la resistencia a la fractura del sistema espiga-muñón de fibroresina, en un remanente coronario con presencia de paredes mesial y distal y paredes palatina/lingual- vestibular.
3. Analizar los tipos de fractura obtenidos según cada situación.
4. Comparar la resistencia a la fractura del sistema espiga-muñón de fibroresina, entre dientes premolares superiores y dientes premolares inferiores.

MATERIALES Y METODOS:

Población estudio, criterios clínicos de inclusión

En este estudio de tipo experimental, se seleccionaron 42 dientes naturales recientemente extraídos (Premolares inferiores y superiores), de la clínica de la facultad de Odontología Universidad de Chile, servicios de urgencia, clínicas privadas y/o consultorios, cuya anatomía endodóntica sea compatible con la indicación de una espiga prefabricada según Schillenburg (Schillenburg 2002) y que además cumplan con los siguientes criterios de inclusión:

Criterios de inclusión

- 42 Dientes unirradiculares y birradiculares (con raíces fusionadas) recientemente extraídos por indicación ortodóncica o enfermedad periodontal, con remanente coronario libre de lesiones de caries que comprometan la dentina.
- Dientes recientemente extraídos sin tratamiento endodóntico realizado.
- Dientes recientemente extraídos sin presencia de prótesis fija y/o restauraciones que comprometan la estructura de la dentina.
- Dientes recientemente extraídos con su porción radicular intacta y no dañadas por proceso de rizálisis.
- Dientes con conducto único, recto y de sección cilíndrica y con dos conductos rectos y de sección cilíndrica.
- Dientes con similitud anatómicas en su morfología.

Manipulación y Conservación de los dientes

Los dientes fueron manipulados siguiendo las medidas de protección según las normas de bioseguridad (Del Valle A. Sol Cristina, 2002).

Los dientes fueron conservados en formalina al 10%, para evitar su deshidratación y descomposición desde que son extraídos (Jonghyuk Lee J., DDS y cols, 2007). Fueron rotulados según el momento de su extracción.

La solución de formalina al 10% fue preparada por el Departamento de

Patología de la Facultad de Odontología Universidad de Chile.

Protocolo fijación de dientes

Anexo 1

Procesamiento y estandarización de los dientes

Se eliminó los restos de tejido orgánico, ligamento periodontal y placa bacteriana mineralizada con una cureta universal SM 17/18 (Mac Call, Hu-Friedy) y con un aparato ultrasónico de tipo magnetoestrictivo (Cavitrón, Denstply), sin alterar la estructura dental (Figura 6).

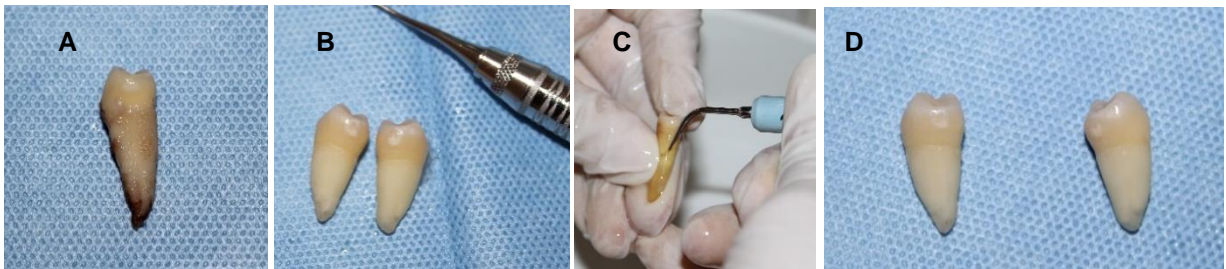


Figura 6: Limpieza de los dientes recién extraídos. A: Diente previo a limpieza. B: Proceso de limpieza con cureta. C: Proceso de limpieza con ultrasonido. D: Dientes libres de tejido orgánico, ligamento y tártaro.

La muestra fue estandarizada considerando el tipo de diente, volumen dentinario en mililitros (ml) y la longitud total en milímetros (mm).

Para establecer el volumen dentinario de los dientes preparados se utilizó una probeta graduada en décimas de mililitros, el cual se determinó por el desplazamiento de fluido. La longitud total fue medida desde la cúspide vestibular hasta el ápice dentario utilizando una regla milimetrada, la cual también se ocupó para medir los anchos mesio-distal y vestibulo-lingual. Los dientes fueron enumerados del 1 al 24, tanto para premolares superiores como inferiores (Tabla 1y 2).

Del total de dientes recolectados, se seleccionaron aquellos que aceptaban estos grados de tolerancia: 1. Largo radicular, 10 mm de diferencia (15 a 25 mm), 2. Volumen, 0,3 ml de diferencia (0,3 a 0,6 ml).

<i>Premolares Superiores</i>	<i>Volumen (ml)</i>	<i>Longitud (mm)</i>
1	0,4	21
2	0,6	22
3	0,4	24
4	0,6	25
5	0,3	20
6	0,5	18
7	0,4	21
8	0,5	19
9	0,6	22
10	0,4	23
11	0,4	19
12	0,4	21
13	0,6	20
14	0,5	21
15	0,5	19
16	0,6	22
17	0,3	20
18	0,4	21
19	0,5	21
20	0,4	19
21	0,4	18
22	0,4	20
23	0,3	18
24	0,4	17

Tabla 1: Muestra General del valor del volumen y longitud total de los dientes superiores

<i>Premolares Inferiores</i>	<i>Volumen (ml)</i>	<i>Longitud (mm)</i>
1	0,5	25
2	0,4	19
3	0,4	24
4	0,4	21
5	0,5	23
6	0,4	20
7	0,4	21
8	0,4	21
9	0,5	19
10	0,4	20
11	0,4	23
12	0,3	20
13	0,3	20
14	0,4	20
15	0,4	19
16	0,4	20
17	0,4	21
18	0,3	21
19	0,4	26
20	0,3	22
21	0,4	23
22	0,4	23
23	0,4	20
24	0,3	15

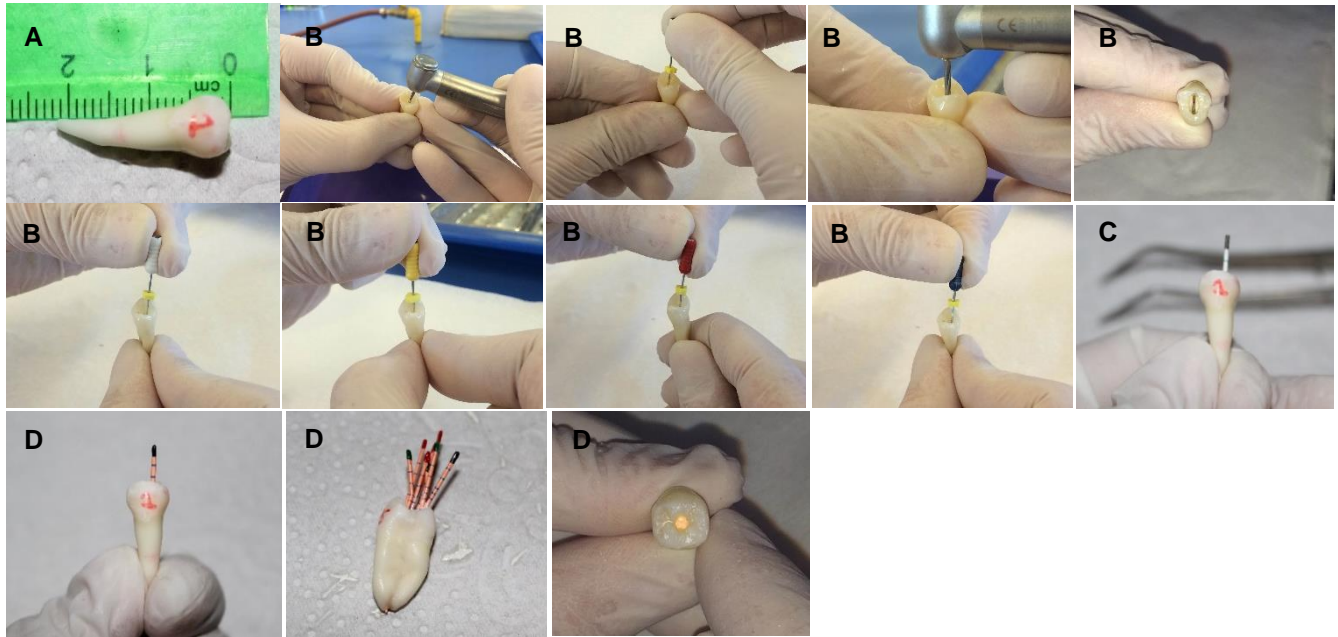
Tabla 2: Muestra general de valor del volumen y longitud total de los dientes inferiores.

Protocolo para la preparación de los dientes

a) Preparación del canal radicular:

Se realizó la preparación endodóntica de todas las muestras. Utilizando instrumentos manuales de forma seriada desde lima K n° 15 hasta la 35 a la longitud de trabajo, irrigando con hipoclorito de sodio al 5 %, se secó con conos de papel, y se procedió al sellado con un cono principal de gutapercha n° 35 y n° 40 según corresponda, posteriormente se selló con conos accesorios n°25 y se utilizó la técnica de condensación lateral (Figura 7, Tablas 3 y 4).

El cemento que se utilizó para completar la obturación de los canales fue



Grossman.

Figura 7: Preparación del canal radicular. A: Medición de la longitud dentaria. B: Preparación endodóntica de las muestras. C: Secado con conos de papel. D: Sellado con conos de gutapercha.

Premolares superiores	Longitud real del diente	Longitud de trabajo y obturación	Numero de cono maestro	Referencia
1	21mm	20mm	40	Cúspide vestibular
2	22mm	Vest:21mm/Pal:19mm	Vest:40/Pal:40	Cúspide vestibular
3	24mm	23mm	35	Cúspide vestibular
4	25mm	24mm	40	Cúspide vestibular
5	20mm	Vest:19mm/Pal:18mm	Vest:40/Pal:35	Cúspide vestibular
6	18mm	Vest:17mm/Pal:17mm	Vest:40/Pal:40	Cúspide vestibular
7	21mm	20mm	40	Cúspide vestibular
8	19mm	18mm	40	Cúspide vestibular
9	22mm	Vest:21mm/Pal:20mm	Vest:40/Pal:40	Cúspide vestibular
10	23mm	Vest:22mm/Pal:21mm	Vest:35/Pal:35	Cúspide vestibular
11	19mm	18mm	40	Cúspide vestibular
12	21mm	20mm	40	Cúspide vestibular
13	20mm	19mm	40	Cúspide vestibular
14	21mm	Vest:20mm/Pal:20mm	Vest:35/Pal:35	Cúspide vestibular
15	19mm	Vest:18mm/Pal:17mm	Vest:35/Pal:40	Cúspide vestibular
16	22mm	21mm	40	Cúspide vestibular
17	20mm	Vest:19mm/Pal:19mm	Vest:35/Pal:35	Cúspide vestibular
18	21mm	Vest:19mm/Pal:20mm	Vest:35/Pal:35	Cúspide vestibular
19	21mm	Vest:20mm/Pal:18mm	Vest:35/Pal:40	Cúspide vestibular
20	19mm	Vest:18mm/Pal:18mm	Vest:35/Pal:35	Cúspide vestibular
21	18mm	Vest:17mm/Pal:17mm	Vest:35/Pal:40	Cúspide vestibular
22	20mm	Vest:19mm/Pal:19mm	Vest:35/Pal:35	Cúspide vestibular
23	18mm	17mm	35	Cúspide vestibular
24	17mm	16mm	35	Cúspide vestibular

Tabla 3: Descripción general de la preparación del canal radicular de los 24 premolares superiores.

Premolares inferiores	Longitud real del diente	Longitud de trabajo y obturación	Numero de cono maestro	Referencia
1	25mm	24mm	35	Cúspide vestibular
2	19mm	18mm	35	Cúspide vestibular
3	24mm	23mm	40	Cúspide vestibular
4	21mm	19mm	35	Cúspide vestibular
5	23mm	21mm	35	Cúspide vestibular
6	20mm	19mm	35	Cúspide vestibular
7	21mm	19mm	35	Cúspide vestibular
8	21mm	20mm	40	Cúspide vestibular
9	19mm	18mm	35	Cúspide vestibular
10	20mm	19mm	35	Cúspide vestibular
11	23mm	20mm	35	Cúspide vestibular
12	20mm	19mm	40	Cúspide vestibular
13	20mm	19mm	40	Cúspide vestibular
14	20mm	19mm	40	Cúspide vestibular
15	19mm	18mm	35	Cúspide vestibular
16	20mm	19mm	35	Cúspide vestibular
17	21mm	20mm	40	Cúspide vestibular
18	21mm	20mm	35	Cúspide vestibular
19	26mm	24mm	35	Cúspide vestibular
20	22mm	21mm	40	Cúspide vestibular
21	23mm	22mm	35	Cúspide vestibular
22	23mm	22mm	35	Cúspide vestibular
23	20mm	19mm	35	Cúspide vestibular
24	15mm	14mm	35	Cúspide vestibular

Tabla 4: Descripción general de la preparación del canal radicular de los 24 premolares inf.

b) Tallado dentario:

La profundidad de los desgastes de los dientes se realizó dejando 1mm de grosor de cada pared y una altura de 3mm del muñón (Figura 8).

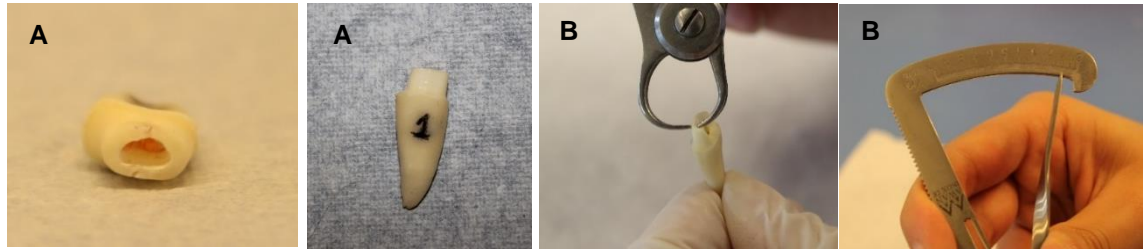


Figura 8: Profundidad y altura de los desgastes de cada diente. A: Tallado de todas las paredes. B: Grosor de 1mm de las paredes remanentes.

La muestra de 42 dientes se dividió en 3 grupos: de 16 unidades grupo A (Tabla 5), 16 unidades grupo B (Tabla 6) y 10 unidades grupo C (Tabla 7), de forma aleatoria, se utilizó el programa Team Maker (Chirag Mehta and Tamara Swedberg: Copyright© 2000-2010).

Grupo A (paredes de caras libres): a cada uno de ellos se le realizó un desgaste periférico para lograr una terminación cervical tipo Chamfer, con diferentes profundidades con una fresa de diamantada tronco-cónica, extra larga de extremo redondeado, grano mediano desde el límite amelo cementario (LAC) por todas las caras del diente, se obtuvo un grosor de todas las paredes de 1mm, luego se realizó el desgaste de la cara oclusal manteniendo su anatomía original obteniendo muñón de 3.0 mm de altura desde la terminación cervical. Posteriormente se eliminaron las paredes proximales mesial y distal (Figura 9).

Grupo A:

<i>Inferiores</i>	<i>Superiores</i>
12-10-13-1-2-4-8-6	9-5-15-11-6-3-20-13

Tabla 5: Descripción de la selección aleatoria de dientes inferiores y superiores para el grupo

A.

Grupo B (paredes de caras proximales): a cada uno de ellos se le realizó un desgaste periférico para lograr una terminación cervical tipo Chamfer, con diferentes profundidades con una fresa de diamantada tronco-cónica, extra larga de extremo

redondeado, grano mediano desde el límite amelo cementario (LAC) por todas las caras del diente, se obtuvo un grosor de todas las paredes de 1mm, luego se realizó el desgaste de la cara oclusal manteniendo su anatomía original obteniendo muñón de 3.0 mm de altura desde la terminación cervical. Posteriormente se eliminaron las paredes de caras libres vestibular y palatina (Figura 9).

Grupo B:

<i>Inferiores</i>	<i>Superiores</i>
17-20-14-16-15-9-7-5	10-7-16-21-8-2-12-18

Tabla 6: Descripción de la selección aleatoria de dientes inferiores y superiores para el grupo B.

Grupo C (total de paredes): a cada uno de ellos se le realizó un desgaste periférico para lograr una terminación cervical tipo Chamfer, con diferentes profundidades con una fresa de diamantada tronco-cónica, extra larga de extremo redondeado, grano mediano desde el límite amelo cementario (LAC) por todas las caras del diente, se obtuvo un grosor de todas las paredes de 1mm, luego se realizó el desgaste de la cara oclusal manteniendo su anatomía original obteniendo muñón de 3.0 mm de altura desde la terminación cervical.

Grupo C:

<i>Inferiores</i>	<i>Superiores</i>
11-21-22-23-24	17-22-19-23-24

Tabla 7: Descripción de la selección aleatoria de dientes inferiores y superiores para el grupo C.



Figura 9: Eliminación de las paredes según la indicación de cada grupo.

c) Preparación del conducto protésico:

La preparación del conducto de cada diente se efectuó mediante el uso de fresas Peeso de forma consecutiva y en diámetro creciente desde la nº 1 hasta la nº 3, con una profundidad que logre la desobturación de los 2/3 del conducto radicular manteniendo un sellado apical endodóntico de al menos 4 mm (Figura 10, Tabla 8, 9, 10, 11, 12 y 13).

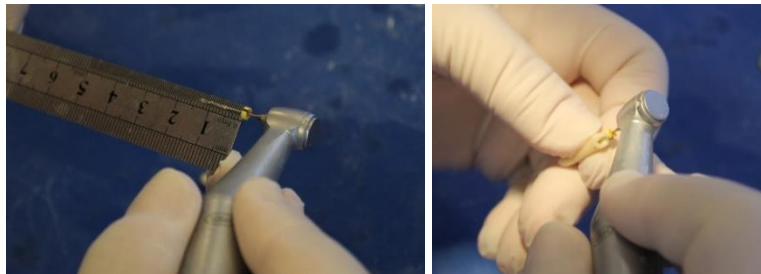


Figura 10: Desobturación y preparación del conducto protésico

Grupo A (Inferiores)	Longitud diente preparado (Muñón/ápice)	Longitud de desobturación
12	16,5mm	11,5mm
10	16mm	11mm
13	17mm	12mm
1	21mm	16mm
2	17mm	12mm
4	17mm	12mm
8	18mm	13mm
6	18mm	13mm

Tabla 8: Descripción de la longitud de diente desde el muñón al ápice y la longitud de desobturación de los dientes inferiores del grupo A.

Grupo A (Superiores)	Longitud diente preparado (Muñón/ápice)	Longitud de desobturación
9	19mm	14mm
5	15mm	10mm
15	15mm	10mm
11	17mm	12mm
6	15mm	10mm
3	20mm	15mm
20	16mm	11mm
13	17mm	12mm

Tabla 9: Descripción de la longitud de diente desde el muñón al ápice y la longitud de desobturación de los dientes superiores del grupo A.

Grupo B (Inferiores)	Longitud diente preparado (Muñón/ápice)	Longitud de desobturación
17	19mm	14mm
20	19mm	14mm
14	17mm	12mm
16	16mm	11mm
15	17mm	12mm
9	16mm	11mm
7	20mm	15mm
3	17mm	12mm

Tabla 10: Descripción de la longitud de diente desde el muñón al ápice y la longitud de desobturación de los dientes inferiores del grupo B.

Grupo B (Superiores)	Longitud diente preparado (Muñón/ápice)	Longitud de desobturación
10	20mm	15mm
7	19mm	14mm
16	20mm	15mm
21	17mm	12mm
8	18mm	13mm
2	17mm	12mm
12	17mm	12mm
18	19mm	14mm

Tabla 11: Descripción de la longitud de diente desde el muñón al ápice y la longitud de desobturación de los dientes superiores del grupo B.

Grupo C (Inferiores)	Longitud diente preparado (Muñón/ápice)	Longitud de desobturación
11	21mm	16mm
21	19mm	14mm
22	19mm	14mm
23	19mm	14mm
24	15mm	10mm

Tabla 12: Descripción de la longitud de diente desde el muñón al ápice y la longitud de desobturación de los dientes inferiores del grupo C.

Grupo C (Superiores)	Longitud diente preparado (Muñón/ápice)	Longitud de desobturación
17	16mm	11mm
22	16mm	11mm
19	16mm	11mm
23	18mm	13mm
24	17mm	12mm

Tabla 13: Descripción de la longitud de diente desde el muñón al ápice y la longitud de desobturación de los dientes superiores del grupo C.

d) Cementación de espigas prefabricadas:

Se realizará la selección de la espiga de fibroresina tamaño 1.0 mm Dental P.D (FDA C E 0197/ ISO 9001) considerando una adaptación completa al largo y ancho del lecho preparado del conducto protésico (Figura 11). Se utilizarán un diámetro de espiga regular (0.8 y 1 mm apical).

La cementación de las espigas se realizará con un cemento autoadhesivo universal de resina cemento en base a resina BisCem Opaco (BISCO).

El cemento será dosificado según lo indique el fabricante y será introducido con la ayuda de las puntas dosificadoras del cemento.

Finalmente se posicionará la espiga de fibroresina y se fotopolimerizará por 40 segundos (Valenzuela Aránguiz, 2010), (Figura 12).

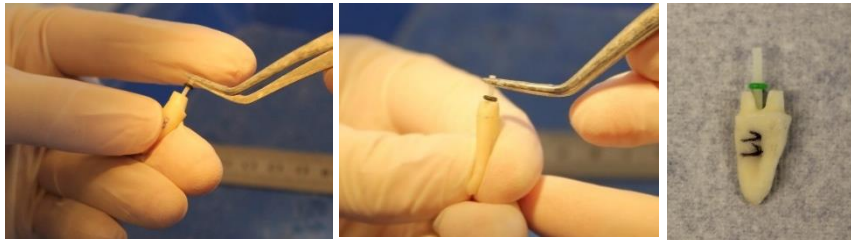


Figura 11: Selección de la espiga de fibroresina, según la preparación protésica de cada diente.



Figura 12: Preparación y cementación del perno de fibroresina. A: Lavado previo del conducto protésico con suero fisiológico. B: Secado del conducto con conos de papel. C: Material necesario para la cementación de los pernos. D: Introducción del cemento con ayuda de las jeringas dosificadoras. E: Polimerización del perno por 40 seg.

e) Preparación del muñón de resina:

La preparación del muñón se realizó con resinas Z350 (3MESPE), preparando las paredes remanentes con previo grabado con ácido fosfórico al 37% y adhesivo fotocurado Single-Bond (3MESPE).

Las paredes fueron preparadas con una altura de 4mm para todos los dientes (Figura 13).

Posterior a la polimerización de resina se realizó el tallado periférico.

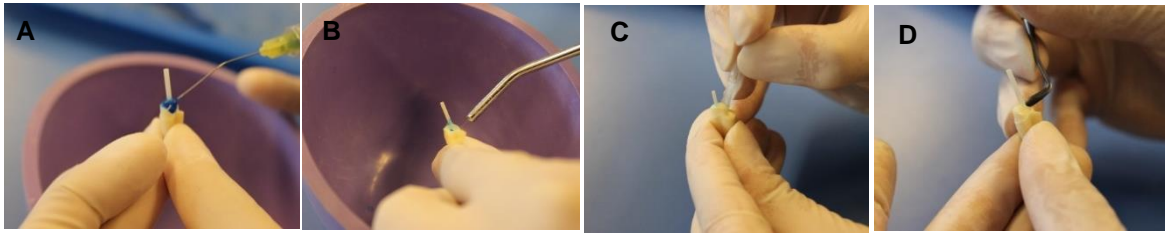


Figura 13: Preparación del muñón de resina. A: Grabado ácido de las paredes remanentes. B: Lavado con abundante agua. C: Aplicación de adhesivo de fotocurado. D: Aplicación de resina.

Preparación de la probeta

El diente preparado con sistema espiga muñón fue montado en acrílico de autopolimerización con 1 mm de ancho y 2mm de altura (Figura 14).

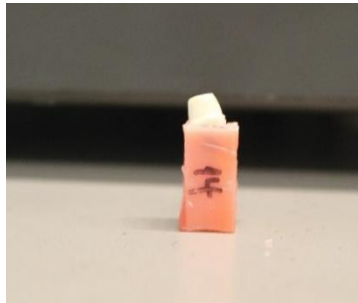


Figura 14: Probeta realizada con acrílico de autopolimerización que rodea al diente que tiene una inclinación de 55°

Análisis biomecánico

Los dientes de cada grupo fueron montados en las probetas de modo tal que reciban la carga con una inclinación de 55 grados respecto al eje mayor del diente, emulando la inclinación promedio que podrían tener las fuerzas oblicuas en los dientes posteriores de la arcada y por las especificaciones técnicas de la probeta. Esto se verificó con la utilización de un transportador.

Para la valoración de la resistencia a la fractura, se utilizó una máquina de ensayo de fuerza Instron modelo 3369 (USA, 2010), con una capacidad máxima de carga de 50 KN, y una velocidad de 5mm x min, perteneciente al departamento de Ciencias de los Materiales, de la Facultad de Ciencias Físicas y Matemáticas de la Universidad de Chile (Anexo 3). La aplicación de la carga se efectuó sobre la cara vestibular del muñón 4 mm sobre la unión diente-resina (de modo de aplicar la

carga sobre el extremo del perno) (Figura 15).

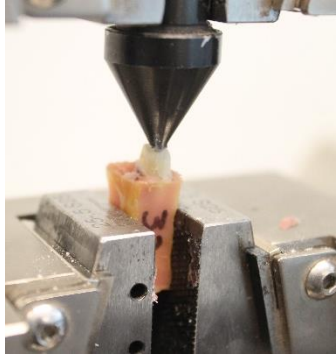


Figura 15: Aplicación de la fuerza de la máquina Instron sobre el diente queda registrada en Newton

Análisis estadístico

Todos los análisis se realizaron con el programa STATA 12. Desde el punto de vista descriptivo, se expresaron los resultados de la resistencia a la fractura mediante tablas y gráficos.

Desde el punto de vista inferencial, se realizaron pruebas de normalidad de las mediciones de resistencia a la fractura por cada grupo mediante el test de shapiro-wilk. Si los resultados presentan distribución normal, mediante Análisis de varianza (ANOVA) se determinaron las diferencias estadísticamente significativas con un p menor a 0,05 entre los tres grupos.

Bioética

Todos los pacientes de los que se extrajeron sus piezas dentales, aprobaron el uso de estos en el estudio, de forma voluntaria mediante la firma de un consentimiento para la donación de dientes humanos (Anexo 2) diseñado para la investigación y que cumple con la normativa de la Dirección de Investigación y Comité de Ética de esta Facultad.

RESULTADOS.

Con la finalidad de evaluar la resistencia a la fractura es mayor en remanentes coronarios con presencia de las paredes de caras libres (vestibular-palatina) que en aquellos con presencia de las paredes proximales (mesial-distal). Los resultados obtenidos fueron agrupados en tres grupos según la carga de compresión medida en Newton (N) y el tipo de paredes que presentaron los dientes.

Los valores obtenidos de carga de compresión medida en Newton (N), para cada grupo se encuentran en las Tablas 14, 15 y 16.

Grupo A		Paredes de caras libres	
Dientes Inferiores	Carga de Compresión (N)	Dientes Superiores	Carga de Compresión (N)
Diente 12	458,37256	Diente 9	552,16064
Diente 10	354,6069	Diente 5	329,40225
Diente 13	441,85547	Diente 15	533,31494
Diente 1	342,914	Diente 11	370,64804
Diente 2	338,54645	Diente 6	607,01721
Diente 4	293,39966	Diente 3	458,05081
Diente 8	340,10614	Diente 20	342,77966
Diente 6	490,90228	Diente 13	589,36829

Tabla 14: Valores grupo A correspondientes a carga de compresión medida en Newton (N)

Grupo B		Paredes de caras proximales	
Dientes Inferiores	Carga de Compresión (N)	Dientes Superiores	Carga de Compresión (N)
Diente 17	286,32294	Diente 10	350,07013
Diente 20	296,53903	Diente 7	357,53726
Diente 14	414,07785	Diente 16	590,66937
Diente 16	409,43893	Diente 21	737,31067
Diente 15	332,04648	Diente 8	548,3255
Diente 9	540,97156	Diente 2	558,80078
Diente 7	436,14459	Diente 12	504,24753
Diente 5	435,24622	Diente 18	273,37595

Tabla 15: Valores grupo B correspondientes a carga de compresión medida en Newton (N)

Grupo C		Todas las paredes	
Dientes Inferiores	Carga de Compresión (N)	Dientes Superiores	Carga de Compresión (N)
Diente 11	202,27916	Diente 17	451,80292
Diente 21	494,25369	Diente 22	403,082
Diente 22	246,04732	Diente 19	247,72017
Diente 23	221,50287	Diente 23	653,48877
Diente 24	435,44839	Diente 24	285,08719

Tabla 16: Valores grupo C correspondientes a carga de compresión medida en Newton (N)

Las paredes fracturadas y la posibilidad de fractura de raíz se encuentran en las tablas 17, 18 y 19. Todas las muestras, presentan un comportamiento similar de fractura, la pared que en primera instancia se fractura es la conformada por resina.

Se puede observar que la pared que menos fracturas presenta corresponde a la palatina en todos los grupos.

El comportamiento de fractura radicular, en los casos que ocurrieron fueron en sentido vertical, sin embargo, solo una muestra mostró un sentido horizontal de la fractura.

Grupo A		Paredes de caras libres			
Dientes Inferiores	Pared Fracturada	Fractura raíz	Dientes Superiores	Pared Fracturada	Fractura Raíz
<i>Diente 12</i>	Pared proximal	No	<i>Diente 9</i>	Pared Vestibular	No
<i>Diente 10</i>	Pared proximal y vestibular	No	<i>Diente 5</i>	Pared proximal	No
<i>Diente 13</i>	Todas las paredes	No	<i>Diente 15</i>	Pared proximal	No
<i>Diente 1</i>	Pared proximal y lingual	Si, oblicua lingual y proximal	<i>Diente 11</i>	Pared proximal	No
<i>Diente 2</i>	Pared proximal y lingual	No	<i>Diente 6</i>	Pared vestibular	No
<i>Diente 4</i>	Pared proximal y lingual	No	<i>Diente 3</i>	Pared proximal	No
<i>Diente 8</i>	Todas las paredes	No	<i>Diente 20</i>	Todas las paredes	No
<i>Diente 6</i>	Pared proximal y vestibular	No	<i>Diente 13</i>	Paredes proximales	No

Tabla 17: Interpretación de la fractura de pared y presencia o no de fractura radicular del grupo A.

Grupo B		Paredes de caras proximales			
Dientes Inferiores	Pared Fracturada	Fractura raíz	Dientes Superiores	Pared Fracturada	Fractura Raíz
<i>Diente 17</i>	Pared lingual	No	<i>Diente 10</i>	Pared palatina	No
<i>Diente 20</i>	Pared lingual	No	<i>Diente 7</i>	Pared vestibular y palatina	No
<i>Diente 14</i>	Pared lingual	No	<i>Diente 16</i>	Pared proximal	No
<i>Diente 16</i>	Pared proximal	No	<i>Diente 21</i>	Pared proximal	Si, vertical y vestibular
<i>Diente 15</i>	Pared lingual	No	<i>Diente 8</i>	Pared vestibular y palatina	No
<i>Diente 9</i>	Pared lingual	No	<i>Diente 2</i>	Pared vestibular	Sí, oblicua y vestibular
<i>Diente 7</i>	Pared lingual	No	<i>Diente 12</i>	Pared vestibular	No

<i>Diente 5</i>	Pared vestibular y lingual	Sí, oblicua	<i>Diente 18</i>	Pared proximal	No
Tabla 18: Interpretación de la fractura de pared y presencia o no de fractura radicular del grupo B.					
Grupo C			Todas las caras		
Dientes Inferiores	Pared Fracturada	Fractura raíz	Dientes Superiores	Pared Fracturada	Fractura Raíz
<i>Diente 11</i>	Pared proximal	No	<i>Diente 17</i>	Pared proximal	Si, vertical y vestibular
<i>Diente 21</i>	Pared proximal	Sí, horizontal	<i>Diente 22</i>	Pared proximal	No
<i>Diente 22</i>	Pared proximal	Si, oblicua y vestibular	<i>Diente 19</i>	Pared proximal	Si, vertical y vestibular
<i>Diente 23</i>	Pared vestibular	Si, oblicua y vestibular	<i>Diente 23</i>	Pared vestibular	Si, vertical y vestibular
<i>Diente 24</i>	Pared proximal	No	<i>Diente 24</i>	Pared vestibular	No

Tabla 19: Interpretación de la fractura de pared y presencia o no de fractura radicular del grupo C.

Se aplicó STATA 12 para la descripción de los datos.

Los estadísticos descriptivos, como la media, desviación estándar, los máximos y mínimos de los valores de carga de compresión medidos en Newton de todos los grupos se muestran en la Tabla 20. Estos datos sugieren que la media de carga de compresión de todos los grupos es 417.9829N y como el dato de la desviación estándar es grande (125.29), entonces hay datos que se escapan de la media experimental.

Carga de compresión				
N	Media	DE	Mínimo	Máximo
42	417.9829	125.2959	202.2792	737.3107

Tabla 20: Análisis estadístico de todos los datos de carga de compresión en Newton.

El Error Estandar, que permite cuantificar que tanto oscila la media muestral de la media poblacional, y los intervalos de confianza de todos los grupos se muestran en la tabla 21. El error estandar oscila ± 19.33 con respecto a la media. Ya que el intervalo de confianza oscila entre 378.9 y 457,02, los datos sugieren que existe un 95% de probabilidad que la media poblacional este en ese intervalo.

Carga de compresión				
N	Media	Error Estándar	Intervalo de confianza 95%	
42	417.9833	19.33353	378.9385	457.0282

Tabla 21: Análisis del estándar error y el intervalo de confianza.

Se obtuvo la media, el Error estándar y el intervalo de confianza de cada grupo. Paredes de cara libre (A), Paredes de caras proximales (B) y Control (C) (Tabla 22).

Carga de compresión				
Grupo	Media	Error Estandar	Intervalo de confianza 95%	
A	427.7156	25.60191	376.0115	479.4197
B	441.9462	32.36188	376.5901	507.3024
C	364.071	46.57494	270.011	458.131

Tabla 22: Análisis del estándar error y el intervalo de confianza de grupo A, B y C.

La figura 16, muestra un gráfico de cajas, el cual establece la media de cada grupo, los máximos y los mínimos en cada grupo y los cuartiles (25 y 75%). Se observa que las medias experimentales de los grupos A y B tienden a ser similares. Grupos B y C contienen valores atípicos sobre su media experimental. La media de cada grupo está cerca del centro, por lo que los datos demuestran ser simétricos.

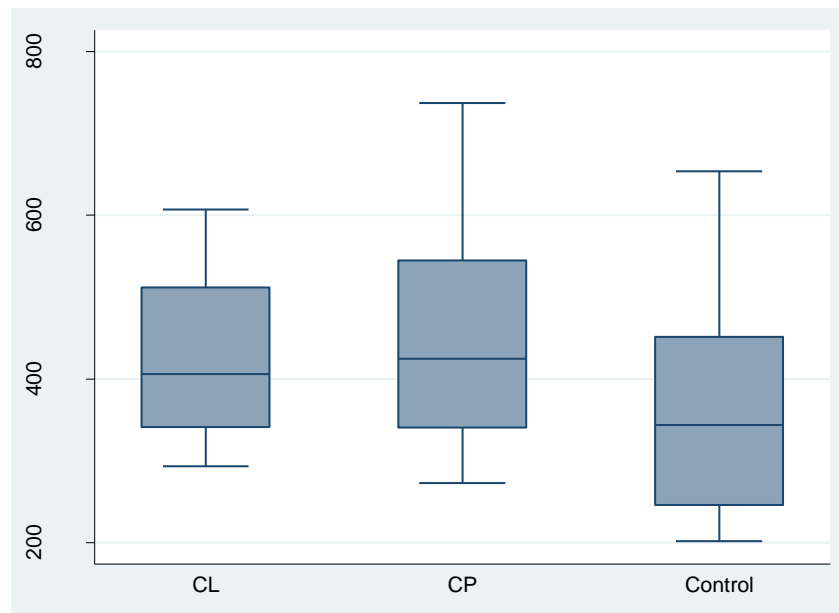


Figura 16: Grafico de Caja, para cada grupo. CL (A), CP (B) y Control (C)

Una vez obtenidos los datos estadísticos descriptivos, se utilizó la prueba de Shapiro Wilk, para obtener la normalidad de distribución de los datos de los tres grupos (Tabla 23).

Debido a que en todos los datos el valor p es mayor a nivel de significancia de 0.05, entonces los datos siguen una distribución normal.

Shapiro Wilk		
Grupo	N	Valor p
A	16	0.076
B	16	0.401
C	10	0.252

Tabla 23: Tabla de normalidad de Shapiro Wilk, que analiza la distribución de los tres grupos estudiados.

Se realizó un análisis de varianza (ANOVA) de una variable, para comparar todos los grupos (Caras Libres, Caras proximales y Control), este arrojó un $p=0.2883$ ($p>0,05$), lo que significa que no existen diferencias significativas de la resistencia a la fractura de las paredes entre los grupos (Tabla 24).

Fuente	Suma de cuadrados	Grados de libertad	Media de los cuadrados	F	P
Modelo	39767.3313	2	19883.6656	1.28	0.2883
Paredes	39767.3313	2	19883.6656	1.28	0.2883
Residual	603893.846	39	15484.4576		
Total	643661.178	41	15699.0531		

Tabla 24: Tabla ANOVA de todos los grupos.

Además, se aplicó una prueba t- student de dos muestras con varianzas iguales, para comparar la resistencia a la fractura de paredes entre premolares superiores e inferiores (Tabla 25), este demuestra que la diferencia se obtiene de la resta entre las medias de PMs y PMi.

La hipótesis nula H_0 , establece que la diferencia entre ambos debería ser cero, en este caso los valores de 0.0077 y 0.0153 son muy bajos para aprobar la hipótesis nula, por lo que se deduce que los PMs son estadísticamente significativos frente a las cargas de compresión ($p<0,05$).

Grupos	N	Media	Error Estandar	Desviación Estandar	Intervalo de confianza 95%	
PM S	21	464.0129	29.99896	137.4725	401.4361	526.5896
PM I	21	371.9538	20.51123	93.99427	329.1681	414.7395
Total	42	417.9833	19.33353	125.2956	378.9385	457.0282
Diff		92.05905	36.34073		18.6117	165.5064

Diff = Media (PM S) – media (PM I)

$t = 2.5332$

H_0 : diff = 0

Grados de libertad = 40

H_a : diff < 0

H_a : diff != 0

H_a : diff > 0

$T < t = 0.9923$

$[T] > [t] = 0.0153$

$T > t = 0.0077$

Tabla 25: Aplicación de prueba t de dos muestras con varianzas iguales para PMs y Pmi

DISCUSIÓN

Este estudio midió y comparó la resistencia a la fractura de las paredes remanentes en dientes tratados endodónticamente y con sistema espiga de fibroresina de dos grupos, uno con la presencia de caras libres y otro con la presencia de caras proximales.

La comparación de la totalidad de las muestras de cargas de compresión, cuando se aplica una fuerza en sentido oblicuo, sobre una muestra con una inclinación de 55°, sugieren que no existen diferencias significativas entre los grupos. Esto es posible que ocurra por las condiciones en que se dejaron las paredes remanentes, donde tanto paredes de caras libres como de caras proximales, quedaron con 1 mm de grosor y 3 mm de altura.

Al comparar la carga de compresión entre los grupos con 2 paredes remanentes versus las 4 paredes remanentes, se aprecia que el último presenta una media menor a los grupos anteriores. Según estudios, esto puede ser demostrado por la presencia de la espiga de fibroresina, donde se ha visto que en dientes con dos paredes o menos, la espiga refuerza el diente y lo hace más resistente y que en dientes con más paredes la espiga no aumenta la resistencia (Nam S. y cols, 2010). Y en contraste otro estudio con dientes tratados endodónticamente que necesitan un sistema de espigas, estableció que la resistencia a la fractura dependía de la cantidad de dentina remanente más que la presencia de la espiga (Hou Q. y cols, 2013).

Al comparar todas las muestras se obtiene que la media de la carga de compresión tiene un valor de 417.98 N, valor menor a la fuerza de máxima intercuspidad correspondiente a 911 N en molares y de 569 N en incisivos (Bessone, L. & Fernandez B. E. Jr, 2010). El menor valor obtenido de las muestras, está sujeto a las condiciones de trabajo, tales como: 1) la conservación en formalina al 10% no se realice, una vez empezada la endodoncia, 2) el tratamiento de endodoncia como tal, 3) debilitación de las paredes del canal radicular, al conformar el conducto, 4) cantidad de paredes remanentes, 5)

cantidad de tejido dentinario remanente, 6) la presencia de una corona.

Además, al comparar premolares superiores con premolares inferiores, demostraron presentar diferencias estadísticamente significativas, obteniendo que los premolares superiores, son más resistente a la fractura de sus paredes que los premolares inferiores. Debido a la cantidad de tejido dentinario remanente en los premolares inferiores y su anatomía a nivel cervical los hace menos resistentes (Tavanafar S. y cols, 2015).

La pared más resistente en todos los grupos corresponde a la pared palatina. Esto es producto que la resistencia a la fractura de un diente tratado endodónticamente, resulta de un conjunto de la unión entre la raíz, el remanente coronario y la espiga utilizada. Es así que, en el caso de la pared palatina, al aplicar una fuerza, esta tensión favorece la unión entre estos tres elementos, no así una pared vestibular, la cual se opone a la unión y esto además genera que la fractura radicular ocurra a una menor carga de compresión. (Clarisse C. H. Ng y cols, 2010).

La fractura radicular que con mayor recurrencia se presenta en los grupos es en sentido vertical, en solo un diente del total de la muestra se obtuvo una fractura en sentido horizontal, el cual corresponde al grupo control. El que se produzca un tipo de fractura es por la extensión de la dentina de la corona, es decir, entre más paredes dentinarias, se disminuye la tensión a la dentina radicular, por lo que el efecto férula puede influir en que, entre mayor cantidad de paredes, la fractura será en sentido horizontal (Arunpraditkul S. y cols, 2009). Otro estudio sugiere que el diámetro del canal afecta a la resistencia a la fractura en sentido vertical, es decir, que entre mayor remoción de dentina radicular se genere, mayor probabilidad que se produzca la fractura (Tavanafar S. y cols, 2015). Lo que concuerda con este estudio, ya que, para estandarizar las muestras, en algunos dientes fue necesario aplicar mayor instrumentación y preparación del conducto, por lo que la dentina radicular fue innecesariamente eliminada.

Por otro lado, la fractura que solo se genera en las paredes, permite la rehabilitación del diente, con un pronóstico más desfavorable, pero con la posibilidad de un retratamiento. Con la dentina remanente luego de ejecutar la carga y según la línea de fractura que se presente, puede ser restaurada si previamente se utilizan métodos de alargamiento coronario o extrusión ortodóncica (Nissan J. y cols, 2008).

Cabe señalar que el sistema espiga muñón de fibroresina, demuestra ser un buen método rehabilitador, debido a que en las muestras la espiga demostró tener resistencia al desalojo, incluso en aquellos dientes con fractura radicular. Además, según estudios, cuando hay menor cantidad de paredes residuales, la tensión está enfocada a nivel cervical o de las paredes, en cambio cuando hay más paredes presentes, la tensión se desplaza hacia la dentina radicular, por lo que la espiga puede ser desfavorable en esos casos (Hou Q. y cols, 2013). Sin embargo, hay que analizar si la longitud de la espiga tiene influencia en la resistencia a la fractura, estudios avalan que longitudes de 10 mm en espigas metálicas, aumentan la resistencia a la fractura frente a aquellas con 5- 7 mm de longitud, ya que estos últimos generan un sobrecargo de fuerza en la unión espiga – diente, lo que se traduce en fractura a nivel del muñón y de la raíz (Pereira J. y cols, 2013).

La hipótesis presentada “La resistencia a la fractura del sistema espiga-muñón de fibroresina es mayor en remanentes coronarios con presencia de las paredes de caras libres (vestibular-palatina) que en aquellos con presencia de las paredes proximales (mesial-distal)”, es rechazada, ya que no existe diferencia estadísticamente significativa que aluda que las paredes de caras libres sean más resistentes a la remanencia de dos proximales, sin embargo la pared palatina en todos los grupos demuestra ser una pared que opone alta resistencia a la fractura.

Es importante destacar que para un estudio con mayor exactitud, se requiere que sea *in vivo*, con dientes de igual longitud, volumen, número de canales, rango de edades similares, formas de almacenamiento y el tratamiento

de un operador experto, además de dientes con diámetros similares, debido a que dientes con distinta cantidad de tejido dental remanente en toda su extensión, mantienen mayor cantidad de superficie, por lo que su resistencia a la fractura es mayor, porque su área es mayor, según la ecuación $\text{Presión} = \text{Fuerza} / \text{Área}$. Y como los dientes endodónticamente tratados, que necesitan ser restaurados concentran una tensión interna, es importante analizar que esta tensión es directamente proporcional al diámetro de la espiga, como la resistencia a la fractura está relacionada a la cantidad de estructura dentinaria remanente (De Almeida L. y cols, 2006).

Además, una limitación de este estudio, es que es aplicable solo para dientes ubicados en el sector posterior.

Se sugiere la complementación con estudios que tengan un número mayor de muestras por grupos y un solo tipo de premolar, con el fin de analizar si efectivamente la comparación de la remanencia de paredes opuestas tiene significancia en la resistencia a la fractura.

CONCLUSIONES.

En este estudio *in vitro* se puede concluir que:

La resistencia a la fractura de SPM con fibroresina frente a fuerzas compresivas, no tiene significancia estadística en relación al par de paredes remanentes (paredes de caras libres versus paredes de caras proximales).

Los premolares superiores son más resistentes a la carga de compresión en todos los grupos experimentados.

La pared palatina de los premolares superiores demuestra tener alta resistencia a la fractura.

Los tipos de fracturas generados a nivel radicular en la mayoría de las muestras son de sentido oblicuo.

REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS:

1. Aggarwal V., MDS, Singla M., MDS, Miglani S., MDS, & Kohli S., MDS. Comparative Evaluation of Fracture Resistance of Structurally Compromised Canals Restored with Different Dowel Methods. *Journal of Prosthodontics* 00 (2012) 1–5.
2. Al-Omiri MK, Mahmoud AA, Rayyan MR. Fracture resistance of teeth restored with post-retained restorations: an overview. *J Endod.* 2010 Sep;36(9):1439-49
3. Ambica K, BDS, MDS, Mahendran K, BDS, MDS, Talwar S, BDS, MDS, Verma M, BDS, MDS, Padmini G, BDS, MDS, and Periasamy A, BDS, MDS. Comparative Evaluation of Fracture Resistance under Static and Fatigue Loading of Endodontically Treated Teeth Restored with Carbon Fiber Posts, Glass Fiber Posts, and an Experimental Dentin Post System: An In Vitro Study. *J Endod* 2013;39:96–100
4. Arunpraditkul S., DDS, MS, Saengsanon S., DDS, & Pakviwat W., DDS. Fracture Resistance of Endodontically Treated Teeth: Three Walls versus Four Walls of Remaining Coronal Tooth Structure. *Journal of Prosthodontics* 18 (2009) 49–53
5. Bessone, L. & Fernandez B. E. Jr. Evaluation of different post systems: finite element method. *Int. J. Odontostomat.*, 4(3):229-236, 2010.
6. Bolla M, Muller-Bolla M, Borg C, Lupi-Pegurier L, Laplanche O, Leforestier E. Root canal posts for the restoration of root filled teeth. *COCHRANE DATABASE Systematic Reviews* 2008.
7. Braga Franco E., DDS, MSc, Lins do Valle A., DDS, PhD, Pompéia Fraga de Almeida A., DDS, MSc, PhD, Henrique Rubo J., DDS, MSc, PhD, and Pereira J., DDS, MSc, PhD. Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with glass fiber posts of different lengths. *J Prosthet Dent* 2014;111:30-34
8. Calabria Díaz H. Postes prefabricados de fibra. Consideraciones para su uso clínico. *Odontoestomatología / Vol. XII. Nº 16 / 2010.*

9. Charles J. Goodacre, DDS, MSD, Wayne V. Campagni, DMD, and Steven A. Aquilino, DDS, MSc School of Dentistry, Loma Linda University, Loma Linda. Tooth preparations for complete crowns: An art form based on scientific principles. *Prosthet Dent.* 2001; 85:363-76
10. Cheung W., D.M.D. A review of the management of endodontically treated teeth Post, core and the final restoration. *JADA*, Vol. 136, 2005
11. Chieruzzi M, Pagano S, Pennacchi M, Compressive and flexural behaviour of fibre reinforced endodontic posts. *J Dent.* 2012 Nov;40(11):968-78
12. Clarisse C. H. Ng, BDDSc, Herman B. Dumbrigue, DDM, Manal I. Al-Bayat, BDS, Jason A. Griggs, PhD, and Charles W. Wakefield, DDS. Influence of remaining coronal tooth structure location on the fracture resistance of restored endodontically treated anterior teeth. *J Prosthet Dent* 2006;95:290-6
13. Da Cunha Uchôa R., Hipólito Paredes A., Oertly Cahú D., Brito Pereira de Melo A. Pernos intrarradiculares de fibra de vidro: Caso Clínico. *Acta Odontológica Venezolana - VOLUMEN 46 N° 4 / 2008.*
14. De Almeida L., MS, Pascoal L., PhD, Paulino S., PhD, Sousa M., PhD. Fracture resistance of weakened roots restored with a transilluminating post and adhesive restorative materials. *J Prosthet Dent* 2006;96:339-44
15. Del Valle A. Sol Cristina. Normas de Bioseguridad en el consultorio Odontológico. *Acta odontol. venez.* 2002; 40(2): 213-216.
16. Diniz F, Saquete P., Faria A. Do Metal Post-retained Restorations Result in More Root Fractures than Fiber Post-retained Restorations? A Systematic Review and Meta-analysis. *J Endod* 2015;:-1-8
17. D’Arcangelo C., DDS, Marco Cinelli, DDS, De Angelis F., DDS, and D’Amario M, DDS. The effect of resin cement film thickness on the pullout strength of a fiberreinforced post system. *J Prosthet Dent* 2007;98:193-198.
18. Goracci C, Ferrari M. Current perspectives on post systems: a literature review. *Aust Dent J.* 2011 Jun;56 Suppl 1:77-83

19. Haralur S., Hassan Al Faifi A., Saleh S., Al-Qahtani. Influence of Smear Layer Treatment on Resistance to Root Fracture in Tooth Restored with Epoxy Fiber Post. Indian Prosthodontic Society 2013.
20. Hou Q., Gao Y., Sun L. Influence of fiber posts on the fracture resistance of endodontically treated premolars with different dental defects. *International Journal of Oral Science* (2013) 5, 167–171; doi:10.1038/ijos.2013.52
21. Jonghyuk Lee J., DDS; Nettey-Marbell A., DDS; Cook Jr A., DDS; A.F. Pimenta, DDS, MS, PhD; Leonard R., DDS, MPH; Ritter A., DDS, MS. Using extracted teeth for research The effect of storage medium and sterilization on dentin bond strengths. *JADA* 2007;138(12):1599-1603.
22. Jung R, Kalkstein O, Sailer I, Roos M, Hämmerle C. A Comparison of Composite Post Buildups and Cast Gold Post-and-Core Buildups for the Restoration of Nonvital Teeth After 5 to 10 Years. *Int J Prosthodont* 2007;20:63–69.
23. Kalkan M, DDS, PhD, Usumez A., DDS, PhD, Ozturk N., DDS, PhD, Belli S., DDS, PhD, and Eskitascioglu G., DDS, PhD. Bond strength between root dentin and three glass-fiber post systems. *J Prosthet Dent* 2006;96:41-6.
24. Khaled AL-Omiri M., BDS, PhD, FDS RCS, Abdelaziz Mahmoud A., BDS, PhD, Ramadan Rayyan M., BDS, MDS, and Abu-Hammad O., BDS, MSc, PhD. Fracture Resistance of Teeth Restored with Post-retained Restorations: An Overview. *J Endod* 2010;36:1439–1449
25. Mallmann A., DDS, PhD, Borges Jacques L., DDS, MS, PhD, Valandro L., DDS, MS, and Muench A., DDS, PhD. Microtensile bond strength of photoactivated and autopolymerized adhesive systems to root dentin using translucent and opaque fiber-reinforced composite posts. *J Prosthet Dent* 2007;97:165-72
26. Mangold JT, Kern M. Influence of glass-fiber posts on the fracture resistance and failure pattern of endodontically treated premolars with varying substance loss: an in vitro study. *J Prosthet Dent*. 2011 Jun;105(6):387-93.

27. Martelli H., Pellizzer E., Rosa B., Lopes M., Gonini A. Fracture resistance of structurally compromised root filled bovine teeth restored with accessory glass fibre posts. *International Endodontic Journal*, 2008; 41, 685–692.
28. Nam S., DDS, MSD, Chang H., DDS, MSD, Min S, DDS, PhD, Lee Y., DDS, MSD, Cho H., DDS, PhD, and Bae J., DDS, PhD. Effect of the Number of Residual Walls on Fracture Resistances, Failure Patterns, and Photoelasticity of Simulated Premolars Restored with or without Fiberreinforced Composite Posts. *J Endod* 2010;36:297–301
29. Nissan J, Barnea E., Bar-Hen D., Assif D, Effect of remaining coronal structure on the resistance to fracture of crowned endodontically treated maxillary first premolars. *Quintessence Int* 2008;39:630.e183–187
30. Núñez Pérez Bernardo Manuel, Peguero Morejón Hilda Aleida. La prótesis dental en la literatura. *Rev haban cienc méd.* 2012;11(4)546-555
31. Oliveira S, Anami L, Silva T, Oliveira R, Sales A, Oliveira A. Intracanal post reinforcement i n anterior teeth to prevent fractures. *Braz Dent Sci* 2014 Jul/Sep;17(3)
32. Palomer L. Caries dental en el niño: Una enfermedad contagiosa. *Rev. chil. pediatr.*, Santiago , v. 77, n. 1, p. 56-60, 2006 .
33. Pereira J., Do Valle A., Shiratori F., Ghizoni J. Effect of post length on endodontically treated teeth: analyses of tensile strength. *Braz J Oral Sci.* 2011; 10(4):277-281.
34. Pereira J., Ribeiro E., Pamato S., Lins do Valle A., Guarçoni de Paula V., Vidotti H. Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with different intraradicular posts with different lengths. *Braz J Oral Sci.* 12(1):1-4, 2013.
35. Quiroga Del Pozo J, Ruz Espinoza P, Sierra Fuentes M, Del Pozo Bassi J, Quiroga Aravena R. Adaptación del Sistema Espiga Muñón en Relación a la

- Preparación del Conducto. Rev. Clin. Periodoncia Implantol. Rehabil. Oral Vol. 3(3); 109-112, 2010
36. Ramírez R. A, Dávila A.M, Rincón Z.A, Bosetti T. Resistencia a la fractura de premolares tratados endodónticamente, restaurados con dos sistemas de pernos y núcleo. Acta odontol. venez. 2010; 48(1): 24-29.
 37. Rippe M., Santini M., Bier C., Baldissara P., Valandro L. Effect of root canal preparation, type of endodontic post and mechanical cycling on root fracture strength. 2014;22(3):165-73
 38. Santos A., Tanaka C., Lima R., Espósito C., Ballester R., Braga R., Meira J. Vertical Root Fracture in Upper Premolars with Endodontic Posts: Finite Element Analysis. J Endod 2009;35:117–120
 39. Schmitter M., Rammelsberg P., Gabbert O., Ohlmann B. Influence of Clinical Baseline Findings on the Survival of 2 Post Systems: A Randomized Clinical Trial. Int J Prosthodont 2007;20:173–178.
 40. SHILLINGBURG, Herbert T. Fundamentos esenciales en Prótesis fija. Tercera edición. Ed. Quintessence 2002.
 41. Tavanafar S., Karimpour A., Karimpour H., Saleh A., Saeed M. Effect of Different Instrumentation Techniques on Vertical Root Fracture Resistance of Endodontically Treated Teeth. J Dent (Shiraz). 2015 Mar; 16(1 Suppl): 50–55
 42. Trushkowsky R. Esthetic and Functional Consideration in Restoring Endodontically Treated Teeth. Dent Clin N Am 55 (2011) 403–410
 43. Valenzuela Aránguiz V, Zamorano Pino X, Wagner Hitschfeld S, Tapia Silva JR. Formación de capa híbrida al cementar postes metálicos y de fibra de vidrio en dientes tratados endodónticamente. Av. Odontoestomatol 2010; 26 (2): 97-105.
 44. Zhou L, Wang Q. Comparison of fracture resistance between cast posts and fiber posts: a meta-analysis of literature J Endod. 2013 Jan;39(1):11-5.

Imágenes diseñadas por la autora, Francisca Cáceres Becerra.

ANEXOS Y APENDICES:

Anexo 1.

Protocolo de fijación:

La formalina es un fijador coagulante aditivo.

Formaldehído: su fórmula de venta es al 37% este fijador se tampona tomándolo al 100% y la dejamos al 10% en agua destilada.

Se tampona en buffer fosfato salino quedando con PH 7

Formalina 10% tamponada: La formalina es un compuesto químico utilizado para preservar los tejidos una vez extraídos de su contexto biológico. Pero a su vez es una sustancia toxica irritante de la mucosa ocular, vías respiratorias y la piel.

Condiciones de fijación:

- Temperatura ambiente de 6-24 horas
- Temperatura 4°C 24 a 72 horas
- Tamaño de 10X10X5mm
- Volumen del fijador de 20 -30 veces el tamaño de la muestra.

1. Al extraer la muestra colocar inmediatamente en formalina al 10% tamponada
2. Fijar mínimo 24 horas a temperatura ambiente
3. Después del fijador lavar con agua corriente si solo se quiere realizar algún procedimiento, si no es el caso conservar en formalina.

• Medidas de Seguridad

- No verter por ningún motivo al desagüe, los desechos de formalina se almacenan en bidones y luego se envían a la bodega de desechos de la clínica odontológica. Manipular con guantes, antiparras y mascarilla, bajo campana o en un lugar con ventilación forzada o natural.
- No almacenar junto con alimentos.
- Si se escurre limpiar con papel filtro, si se derrama en la ropa quitarse inmediatamente el delantal y lavarlo.
- Mantenga el producto alejado de fuentes de ignición (llamas abiertas).
- Haga diques para contener el derrame.

- Recoja todo el material que pueda sin peligro para las personas. Sobre el resto difunda un material absorbente con el fin de recogerlo y disponer de él
- Ocupe un material capaz de inactivar y controlar los vapores de la formalina en caso de derrame de altos volúmenes, su nombre es Formaldehido Control Granules

Medidas para reducir la posibilidad de exposición.	Sacar lo necesario a ocupar. Mantener ventilación natural o forzada.
Protección Respiratoria y Ocular	Máscara de rostro completo con filtro para vapores orgánicos.
Guantes de Protección	Guantes de procedimiento.



María José Flores Carreño
 Tecnólogo medico
 Morfofisiopatología y Citodiagnóstico
 Servicio Anatomía Patológica
 Facultad de Odontología
 Universidad de Chile

Anexo 2

Documento de Consentimiento para la Donación de Dientes Humanos
Estudio “Comparación de la resistencia a la fractura del sistema espiga-
muñón de fibroresina entre dientes con remanencia de paredes opuestas
proximales vs. caras libres (In Vitro)”

Primera Edición, Agosto 2015

Investigadores

- Prof. Dr. Mario Angulo.
- Dr. Claudio Méndez B.
- Dr. Raúl Montalbán M.
- Dra. Natalia Moral Bustamante
- Dr. Ricardo Cortés
- Alumna Francisca Cáceres

Organización

Universidad de Chile
Facultad de Odontología
Escuela de Pregrado
Departamento de Prótesis
Av. Sergio Livingstone 943, Independencia
(02) 29781835

I. INFORMACIÓN

Introducción

Somos estudiantes de sexto año de la carrera de Odontología de la Facultad de Odontología de la Universidad de Chile y para optar al título de cirujano-dentista estamos realizando un proyecto de investigación titulado: “**Comparación de la resistencia a la fractura del sistema espiga-muñón de fibroresina entre**

dientes con remanencia de paredes opuestas proximales vs. caras libres (In Vitro)”. Lo invitamos a colaborar con esta investigación donando los dientes que le serán extraídos próximamente para ser utilizados en este estudio.

Podrían existir algunas palabras o términos que no entienda, si ese así, no dude en consultar a cualquiera de los investigadores que le entregue este documento.

Propósito de la investigación

Los dientes con caries, fracturas u otra patología que implique pérdida de su estructura pueden ser tratados mediante la confección de coronas dentales. Este tratamiento brinda buenos resultados tanto estéticos como funcionales. Habitualmente para la construcción de una corona se requiere colocar un perno dentro del conducto del diente que ayuda a retener a la corona. Existen muchos materiales de los cuales se puede confeccionar este perno y a la vez distintas situaciones en las cuales puede ser o no necesario. Con nuestra investigación queremos conocer cómo estos pernos pueden influenciar la resistencia a la fractura de los dientes a través de un estudio en laboratorio

Tipo de Intervención de Investigación

Para Ud. esta investigación, sólo necesitará de la donación de sus dientes recién extraídos.

Selección de participantes

Estamos invitando a todos los hombres y mujeres de cualquier edad que requieran de una extracción dentaría, por una indicación precisa, ya sea ortodóncica (frenillos) y/o periodontal (enfermedad de las encías), y que posean su corona y raíz sin gran destrucción por caries o fractura.

Participación Voluntaria

La entrega de sus dientes es totalmente voluntaria, puede elegir entregarlos o no. Si elige no colaborar con nuestra investigación, no existirá ningún desmedro o problema en la atención que está recibiendo en este centro de salud o clínica.

Riesgos

No existe ningún riesgo posterior para Ud. si desea donar sus dientes.

Beneficios

No existe ningún tipo de beneficio para Ud. si decide donar sus dientes, sólo ayudará a la investigación odontológica en la creación de nuevo conocimiento.

Confidencialidad

Sus datos sólo serán utilizados única y exclusivamente para esta investigación. La información acerca de Ud. no será compartida con ninguna otra persona o institución que no pertenezca a la investigación.

A Quién Contactar

Si usted tiene cualquier duda o pregunta sobre el tema puede contactarse con los Investigadores a cargo Prof. Dr. Mario Angulo o Dr. Claudio Méndez al teléfono (02) 29781835. Los datos y resultados de esta investigación quedarán archivados en las dependencias de la Facultad de Odontología de la Universidad de Chile, si Ud. desea conocerlos podrá comunicarse en cualquier momento con los investigadores mencionados anteriormente.

Este documento de consentimiento ha sido revisado y aprobado por el Comité de Ética Científico de la Facultad de Odontología de la Universidad de Chile.

II. FORMULARIO DE CONSENTIMIENTO

He sido invitado a participar de la investigación **“Comparación de la resistencia**

a la fractura del sistema espiga-muñón de fibroresina entre dientes con remanencia de paredes opuestas proximales vs. caras libres (In Vitro)” y entiendo que debo donar los dientes que me han sido extraídos para ser usados en el proyecto. Sé que no existen beneficios para mi persona. Se me ha dado el nombre de un investigador para ser contactado.

He leído la información proporcionada o me ha sido leída. He tenido la oportunidad de preguntar sobre ella y se me ha contestado satisfactoriamente las preguntas que he realizado.

Consiento voluntariamente a colaborar con esta investigación y a donar mis dientes recientemente extraídos. Se me ha entregado una copia de este documento.

Nombre del Participante _____

Firma del Participante _____

Fecha _____

Día/mes/año

Si es analfabeto

He sido testigo de la lectura exacta del documento de consentimiento para el potencial participante y el individuo ha tenido la oportunidad de hacer preguntas. Confirmando que el individuo ha dado consentimiento libremente para la donación de sus dientes recientemente extraídos. Se me ha entregado una copia de este documento.

Nombre del testigo _____

Y Huella dactilar del participante

Firma del testigo _____

Fecha _____

Día/mes/año

Firma Investigador

Anexo 3

Características Instron 3369.

Intervalo de fuerza 100:1 (es decir, uso de la célula de carga al 1,0% de la capacidad sin pérdida de exactitud)

Exactitud de la carga de un 0,5% de la carga indicada

Frecuencia de adquisición de datos de 100 Hz

Control completo mediante software (capacidad cíclica opcional)

Controles del panel táctil

Reconocimiento automático del transductor

Miles de mordazas y útiles de ensayos opcionales

Cámaras de temperatura opcionales

Gama de tres colores (rojo, azul o gris)

Conforme totalmente con la normativa CE

Capacidad de 50 kN (11.250 lbf)

Velocidad máxima de 500 mm/min (20 pulg./min)

Espacio de ensayo vertical de 1193 mm (47 pulgadas).

El equipo incluye un software serie IX/s, que viene integrado con el equipo, proporciona adquisición de datos, control, análisis de datos y funciones de generación de informes para los distintos ensayos. Para realizar el ensayo solo se selecciona un método de ensayo de una lista, que incluye numerosos métodos estandarizados. Estos también se pueden modificar de acuerdo con las necesidades requeridas. El equipo realiza ensayos de tracción y compresión.

Después del ensayo el software calcula los resultados según el método que se eligió, entregando datos de fluencia, carga máxima, módulo, entre otros.

Fuente:

Carolina Ancavil del Pino

Encargada de Laboratorio del Departamento de Ciencias de los Materiales, Facultad de Ciencias Físicas y Matemáticas. Universidad de Chile.