



UNIVERSIDAD DE CHILE
FACULTAD DE ODONTOLÓGÍA
DEPARTAMENTO DE PRÓTESIS

**COMPARACIÓN IN VITRO DE LA RESISTENCIA A LA FRACTURA DE
SISTEMAS PERNO-MUÑÓN DE FIBRO-RESINA ENTRE DIENTES CON
PREPARACIONES BIOLÓGICAS CON DIFERENTE UBICACIÓN DE UNA
PARED DENTINARIA AUSENTE**

Constanza Molina del Río

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

TUTOR PRINCIPAL

Prof. Dr. Mario Angulo Mora

TUTORES ASOCIADOS

Prof. Dr. Claudio Méndez Bravo

Dr. Ricardo Cortés Rojas

Dra. Mónica Ricart

Adscrito a Proyecto PRI- ODO 14/009

Santiago – Chile

2016



UNIVERSIDAD DE CHILE
FACULTAD DE ODONTOLÓGÍA
DEPARTAMENTO DE PRÓTESIS

**COMPARACIÓN IN VITRO DE LA RESISTENCIA A LA FRACTURA DE
SISTEMAS PERNO-MUÑÓN DE FIBRO-RESINA ENTRE DIENTES CON
PREPARACIONES BIOLÓGICAS CON DIFERENTE UBICACIÓN DE UNA
PARED DENTINARIA AUSENTE**

Constanza Molina del Río

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

TUTOR PRINCIPAL

Prof. Dr. Mario Angulo Mora

TUTORES ASOCIADOS

Prof. Dr. Claudio Méndez Bravo

Dr. Ricardo Cortés Rojas

Dra. Mónica Ricart

Adscrito a Proyecto PRI- ODO 14/009

Santiago – Chile

2016

Agradecimientos

A mis padres, por darme la oportunidad de estudiar esta carrera y por su apoyo siempre incondicional

A mis hermanos, por siempre estar cuando los necesité, y por hacerme ver que nada es tan grave en la vida

A Cristian, por todo lo que ha hecho por mí y por siempre ayudarme y apoyarme

A mis amigas y amigos, nada de esto hubiese sido posible sin tenerlos a mi lado

Al Dr. Claudio Méndez, por haberme permitido realizar este proyecto en el área que más me gusta y por su apoyo y paciencia

A todos mis profesores a lo largo de estos años universitarios

Índice

| | |
|---|----|
| 1. Resumen | 7 |
| 2. Introducción | 8 |
| 3. Marco teórico | 9 |
| 3.1. Prótesis Fija | 9 |
| 3.2. Diente tratado endodónticamente | 10 |
| 3.2.1. Composición tisular | 10 |
| 3.2.2. Propiedades físicas de la dentina | 11 |
| 3.2.3. Ausencia de la pulpa | 11 |
| 3.2.4. Arquitectura dentaria | 11 |
| 3.3. Factores que influyen en la resistencia a la fractura de los dientes tratados con prótesis fija | 14 |
| 3.3.1. Efecto férula | 14 |
| 3.3.2. Proporción corono-radicular | 16 |
| 3.4. Sistema perno-muñón | 16 |
| 3.4.1. Pernos metálicos | 18 |
| 3.4.2. Pernos de fibra | 19 |
| 3.4.2.1. Cementación de pernos de fibra | 21 |
| 3.4.2.2. Indicaciones de pernos de fibra | 22 |
| 3.5. Planteamiento del problema | 23 |
| 4. Hipótesis | 24 |
| 5. Objetivo general | 24 |
| 6. Objetivos específicos | 24 |
| 7. Materiales y métodos | 25 |
| 7.1. Selección, manipulación y conservación de la muestra | 25 |
| 7.2. Limpieza y estandarización de los dientes | 26 |
| 7.3. Tratamiento endodóntico de los dientes | 30 |
| 7.4. Aleatorización de los dientes | 36 |
| 7.5. Tallado de preparaciones biológicas | 36 |
| 7.6. Desobturación y preparación de los canales protésico | 41 |
| 7.7. Cementación de pernos de fibra | 43 |
| 7.8. Reconstrucción del muñón con resina compuesta | 44 |

| | |
|---|----|
| 7.9. Prueba de resistencia a la fractura de los dientes | 46 |
| 8. Resultados | 49 |
| 9. Análisis estadístico de los resultados | 59 |
| 10. Discusión | 62 |
| 11. Conclusiones | 67 |
| 12. Referencias bibliográficas | 68 |
| 13. Anexos | 72 |

1. Resumen

Introducción: En la práctica clínica se pueden encontrar ausentes diferentes paredes en los dientes tratados endodónticamente, lo que podría influenciar la resistencia a la fractura que presenten éstos al ser restaurados. El presente Estudio tiene por finalidad determinar, para dientes premolares superiores e inferiores tratados endodónticamente y rehabilitados con sistema perno-muñón de fibro-resina, cómo se ve afectada la resistencia a la fractura por la ubicación de la ausencia de alguna de las paredes del remanente coronario.

Materiales y métodos: Se seleccionaron 50 dientes premolares que fueron separados aleatoriamente en 5 grupos de 10 dientes cada uno. A cada diente se le realizó un tratamiento endodóntico, cementación de un perno de fibro-resina, un tallado periférico y la eliminación de una de las paredes del diente, conformando así los distintos casos de análisis: Grupo A con ausencia de la pared palatina, Grupo B con ausencia de la pared Vestibular, Grupo C con ausencia de la pared Mesial, Grupo D con ausencia de la pared Distal y grupo Control con 4 paredes remanentes. Para evaluar la resistencia a la fractura de cada grupo, los dientes fueron sometidos a cargas de compresión mediante la utilización de una máquina de ensayos de fuerza Instron®.

Resultados: Los valores de fuerza en Newton para que se produjera la fractura de todos los dientes varió en un rango de 104 N a 723 N. El test de Shapiro Wilk concluyó que los datos presentaron una distribución normal ($p > 0,05$). El análisis de varianza (ANOVA) entregó un valor $p = 0,164$ ($p > 0,05$), lo que significa que no existen diferencias significativas entre todos los grupos. Luego se hizo el análisis sin el grupo control (que establece normalidad de los valores) y ANOVA entregó un valor $p = 0,0837$ ($p > 0,05$), lo que también estableció que no existen diferencias significativas en la resistencia a la fractura entre los grupos A, B, C Y D.

Conclusiones: No existen diferencias estadísticamente significativas en la resistencia a la fractura de dientes premolares tratados endodónticamente al realizar preparaciones biológicas para prótesis fija con diferente ubicación de una pared dentinaria ausente.

2. Introducción

Los tratamientos endodónticos son procedimientos donde se elimina el tejido pulpar y se limpia y prepara el canal radicular para posteriormente obturarlo con un material termoplástico. Es el tratamiento a elección en dientes donde existe una gran pérdida de estructura coronaria o infecciones de origen endodóntico.

Por esta razón, la rehabilitación de los dientes tratados endodónticamente es un tema que ha generado mucha investigación, debido a la necesidad de garantizar restauraciones que devuelvan la función, forma y estética a estos dientes y que provean, también, la protección del remanente biológico.

Cuando se ha perdido gran parte de la estructura coronal de estos dientes y no es posible hacer tratamientos con obturaciones directas, se hace necesario recurrir a las restauraciones indirectas. Dentro de éstas se encuentran las prótesis fijas, que muchas veces requieren de un anclaje a los conductos radiculares mediante un complejo llamado sistema perno-muñón.

El sistema perno-muñón puede ser confeccionado tanto colado (con distintos tipos de metales) como mediante el uso de pernos prefabricados que pueden ser de distintos materiales.

Los pernos colados de metal se han utilizado por décadas. Éstos, al poseer algunas desventajas mecánicas como módulo de elasticidad alto en comparación a la dentina, permitieron la aparición de los pernos preformados de fibro-resina, que en combinación con los materiales que se usan para su cementación y para la reconstrucción del muñón, forman un complejo mecánicamente homogéneo con la dentina, teniendo un módulo de elasticidad más bajo en comparación a los pernos colados. Cada uno de estos distintos sistemas perno-muñón presenta indicaciones de uso específicas que dependen, entre otras cosas, del remanente coronario del diente a tratar.

En la práctica clínica, pueden encontrarse ausentes distintas paredes del remanente coronario de los dientes tratados endodónticamente. Esto podría influir de diferente manera en la resistencia a la fractura de estos dientes, lo que no ha sido completamente dilucidado.

3. Marco teórico

Los dientes que presentan caries, fracturas u otras patologías que impliquen pérdida de su estructura pueden ser restaurados mediante diferentes métodos. Cuando no es posible realizar una restauración directa debido a la imposibilidad de tener un anclaje suficiente a la dentina remanente, se debe recurrir a una restauración indirecta, dentro de las cuales se encuentran las prótesis fijas.

3.1. Prótesis fija

Las prótesis fijas (entre las que se encuentran las prótesis fijas periféricas completas e incrustaciones) son aquellos dispositivos aloplásticos que se utilizan para el reemplazo de tejido dentario. Pueden ser cementadas a un diente natural o atornilladas a un implante dental. Éstas prótesis adquieren un carácter terapéutico, ya que reconstruyen morfológica y funcionalmente las estructuras dentarias perdidas (Núñez y cols. 2012).

La rehabilitación de los dientes utilizando prótesis fijas puede incluir el reemplazo de 1 a 16 dientes en cada arco dental (The glossary of prosthodontic terms, 2005), se denomina unitaria si reemplaza a un diente, y plural cuando reemplaza a más de uno. Este tipo de restauraciones brinda resultados muy satisfactorios tanto funcionales como estéticos.

El éxito clínico de los tratamientos rehabilitadores depende de varios factores, entre los que se encuentran: el soporte de los dientes a las cargas masticatorias y la distribución del estrés a través del hueso y el ligamento periodontal. El ligamento periodontal, con un grosor entre 0,1 y 0,3 mm, absorbe las cargas oclusales, disipándolas antes de llegar al hueso alveolar. La compresión de las fibras provee un soporte importante cuando el diente es sometido a fuerzas externas.

Cuando se aplica una carga, la resistencia de la membrana periodontal es inicialmente baja, pero mientras la carga aumenta, la resistencia también aumenta gradualmente hasta que el movimiento del diente en el alveolo se vuelve mínimo. El ligamento periodontal es compresivo de forma limitada. Para fuerzas

masticatorias de hasta 70 N, el ligamento periodontal se comprime en un rango de aproximadamente 0,03 a 0,15 mm. Cuando las fibras alcanzan su máxima resistencia a la carga, el ligamento periodontal se vuelve rígido, la carga se transmite al hueso y la tensión se distribuye a lo largo de la superficie radicular (Marchionatti y cols., 2014).

Muchos de los dientes que serán rehabilitados con prótesis fija periférica completa tanto unitaria como plural dento-soportada, pueden requerir terapia endodóntica como parte de la preparación necesaria para recibir la futura restauración (Christensen, 2004).

3.2. Diente tratado endodónticamente

Es aquel diente que ha sido depulpado y sus conductos han sido instrumentados y posteriormente obturados con un material termoplástico que permite su sellado en el tiempo y también su remoción parcial con fines protésicos.

Los dientes tratados endodónticamente son más débiles que los dientes vitales y más propensos a sufrir fracturas debido a que existen factores que los debilitan y que producen cambios en su comportamiento biomecánico como consecuencia de la terapia endodóntica. Estos cambios pueden ser atribuidos a alteraciones que ocurren en distintos niveles, como: composición tisular, propiedades físicas de la dentina, ausencia de órgano pulpar y arquitectura dentaria.

3.2.1. Composición tisular

Normalmente, la pérdida de la vitalidad del diente se ve acompañada por una pérdida en el contenido de humedad de éste. Sin embargo esta pérdida de humedad, que es de un 9 % aproximadamente, no tiene relación directa con la resistencia compresiva ni de tensión del diente y se atribuye a un cambio en el agua libre del diente, no del agua unida.

Por otro lado, algunos compuestos usados para irrigación y desinfección del canal radicular, como el hipoclorito de sodio y el EDTA, interactúan con diferentes componentes de la dentina radicular.

El EDTA, que es un quelante, interactúa con el contenido mineral y el hipoclorito de sodio interactúa con la materia orgánica.

Los quelantes agotan principalmente el calcio mediante la formación de complejos y también afectan proteínas no colágenas, llevando a la erosión y reblandecimiento de la dentina. Por otro lado, el hipoclorito de sodio produce una acción proteolítica por fragmentación de largas cadenas peptídicas como el colágeno.

Lo anteriormente expuesto, permite concluir que la pérdida de la vitalidad del diente no se acompaña por un cambio significativo en la humedad del tejido o en su estructura colágena (Dietschi y cols., 2008)

3.2.2. Propiedades físicas de la dentina

No se han encontrado diferencias en valores de microdureza entre dentina de dientes vitales y no vitales. La literatura consultada no apoya la creencia que atribuye una debilidad o fragilidad particular a la dentina no vital (Dietschi y cols., 2007).

3.2.3. Ausencia de la pulpa

Como consecuencia de su propiocepción disminuida, los dientes que no tienen órgano pulpar son más susceptibles a sufrir fracturas por fuerzas no controladas, al no poseer un reflejo protector (Al-Omiri y cols., 2010).

3.2.4. Arquitectura dentaria

Los mayores cambios en la biomecánica del diente se atribuyen a la pérdida de tejido. Esto puede ocurrir como consecuencia de los siguientes factores:

- Lesiones de caries
- Restauraciones previas
- Traumas
- Procedimientos endodónticos (Ng CC y cols., 2006) tales como preparación de la cavidad de acceso e instrumentación (Al-Omiri y cols., 2010).

La pérdida de estructura dentaria que se produce durante la preparación de una cavidad de acceso conservadora afecta la rigidez del diente aproximadamente en un 5%. A su vez, la preparación del canal radicular afecta la biomecánica del diente proporcionalmente a la cantidad de tejido removido y también mediante las alteraciones estructurales y químicas desencadenadas por los irrigantes endodónticos (Dietschi y cols., 2008).

Sin embargo, la mayor reducción de la rigidez es resultado de las preparaciones adicionales, especialmente de la pérdida de los rodetes marginales. La literatura reporta una pérdida de rigidez de un 14% a un 44% luego de una preparación oclusal, y de un 20% a un 63% de reducción de rigidez en preparaciones mesio-ocluso-distales (MOD) (Dietschi y cols., 2007).

De esta manera, el impacto de la pérdida de la vitalidad en los dientes tratados endodónticamente en cuanto a humedad o propiedades físicas de la dentina (como microdureza, módulo de elasticidad y resistencia a la fractura) es despreciable (Dietschi y cols., 2008).

Por otro lado, se ha comprobado que la preparación de la cavidad de acceso, instrumentación del canal radicular durante los procedimientos endodónticos y el uso de químicos reducen significativamente la resistencia a la fractura del diente (Dietschi y cols., 2007).

Por lo tanto, los cambios más importantes en la biomecánica de los dientes son atribuidos a la pérdida de tejido tanto a nivel radicular como coronal (Dietschi y cols., 2008). Esta pérdida de estructura representa la razón principal para la vulnerabilidad de los dientes con tratamiento endodóntico y su reducida resistencia a la fractura (Al-Omiri y cols., 2010). La fuerza estructural de estos dientes depende principalmente de la cantidad de dentina disponible para dar soporte y retener las restauraciones (Nissan J y cols., 2008).

Lo anterior recalca la importancia de un enfoque conservador durante los procesos endodónticos y restauradores (Dietschi y cols., 2008).

Los dientes tratados endodónticamente deben ser rehabilitados de una manera que provea la protección del remanente biológico y que, además, permita el cumplimiento de las demandas estéticas y funcionales (Al-Omiri y cols., 2010).

Preservar estructuras intactas en el diente y mantener dentro de lo posible tejido coronal son cruciales para optimizar el comportamiento biomecánico del diente restaurado (Dietschi y cols., 2007).

Para asegurar la longevidad funcional de los dientes tratados endodónticamente, estos deben tener, por lo menos, 5 mm de estructura dentaria coronal a la cresta ósea. De esta altura, se necesitan 3 mm para mantener el complejo de tejido blando sano, y 2 mm de estructura dentaria coronaria incisal a la línea de terminación de la preparación biológica para asegurar la integridad estructural (Imagen 1).

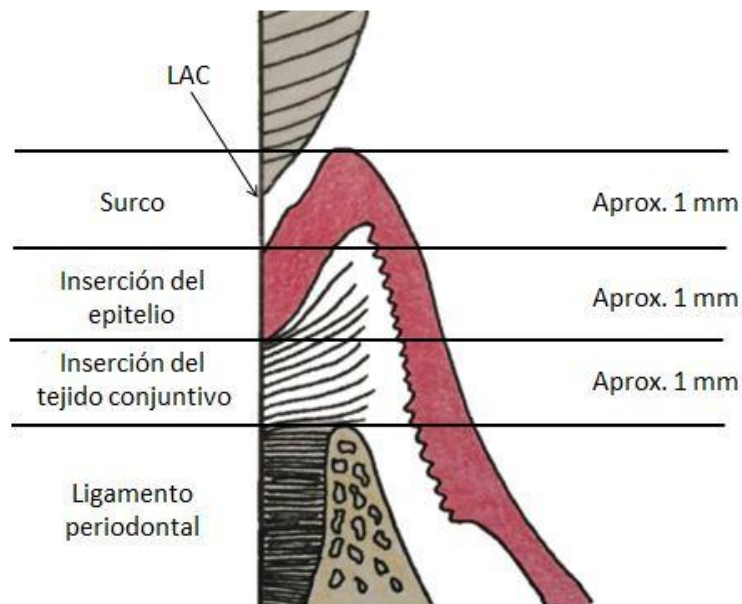


Imagen 1: Espacio Biológico. LAC= Límite amelo-cementario.

Al mismo tiempo, al preparar el diente, luego de eliminado el tejido dentario dañado y de haber realizado un tallado preliminar de éste, se obtiene el remanente coronario utilizable dependiendo del espesor de dentina que quede. Es utilizable si su grosor en sentido vestibulo-palatino/lingual o mesio-distal es mayor a 1 mm (Imagen 2).

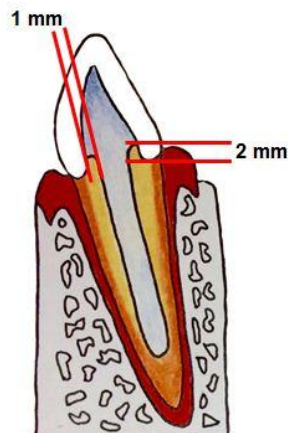


Imagen 2: Remanente coronario utilizable y estructura coronaria incisal a la terminación.

3.3. Factores que influyen en la resistencia a la fractura de los dientes tratados con prótesis fija

3.3.1. Efecto férula

Se produce cuando la zona cervical de una prótesis fija periférica completa funciona como una banda metálica o anillo que rodea una preparación biológica que presenta tejido dentario de al menos 2 mm de altura en toda su extensión (Imagen 3).

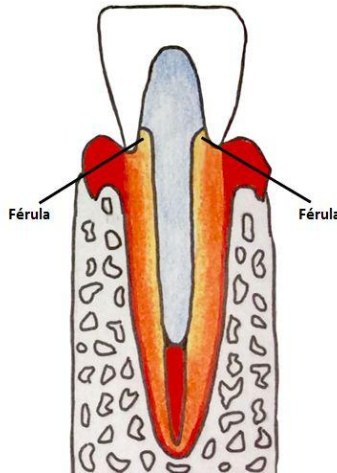


Imagen 3: Efecto férula

Está comprobado que el efecto férula provee un refuerzo positivo a los dientes tratados endodóticamente, pudiendo resistir de mejor forma las fuerzas funcionales laterales (Ng CC y cols., 2006).

Algunos autores han demostrado que la altura de la férula es uno de los factores más importantes para la resistencia a la fractura de los dientes tratados endodóticamente (Stankiewicz y Wilson, 2002). A mayor altura de la férula, mayor es la resistencia a la fractura. Al mismo tiempo, se recomienda una altura uniforme de ésta en toda la circunferencia del diente (Al-Omiri y cols., 2010).

Existen 4 ventajas del efecto férula, que son las siguientes:

- Promover una acción de abrazadera
- Prevenir la fractura radicular
- Reducir el efecto cuña de los pernos cónicos
- Resistir las fuerzas funcionales de palanca y también las fuerzas laterales ejercidas durante la inserción de los pernos (Arunpraditkul y cols., 2009).

Si no se obtiene una férula en la restauración, el diente presenta riesgo de fractura independiente del tipo de perno que se utilice. Desafortunadamente, en la mayoría de las situaciones, la estructura coronal puede estar tan dañada que no es posible obtener una férula ideal, esto es, 4 paredes de dentina coronal remanente (Arunpraditkul y cols., 2009).

3.3.2. Proporción corono-radicular

Otro factor que influye en la resistencia a la fractura que pueda tener un diente tratado endodónticamente al ser rehabilitado es su proporción corono radicular.

Esta proporción es la relación matemática entre la porción del diente dentro del hueso alveolar y la porción fuera de éste, determinado radiográficamente (The glossary of prosthodontic terms, 2005).

Cuando la estructura dentaria coronaria es menor a 5 mm en altura, esta puede ser aumentada ya sea quirúrgicamente mediante un procedimiento de alargamiento coronario o mediante extrusión ortodóncica del diente. Estos procedimientos están indicados siempre y cuando la relación corono-radicular no esté comprometida o pueda haber resultados estéticos adversos.

Si la estructura dentaria coronaria es aumentada ya sea por cualquiera de los procedimientos antes mencionados, el correspondiente soporte óseo es disminuido. Un cambio en la relación corono-radicular puede hacer que el diente sea menos resistente a las fuerzas ejercidas sobre él.

La relación corono-radicular mínima necesaria para la resistencia de las fuerzas que ocurren durante la función es de 1:1.

La rehabilitación de la corona de un diente tratado endodónticamente comúnmente requiere de un soporte adicional para ésta dado mediante la preparación del canal radicular y la fabricación de un sistema perno-muñón (Chieruzzi y cols., 2012).

3.4. Sistema perno-muñón

El sistema perno-muñón es un complejo de carácter protésico que se ancla en el sistema de conductos radiculares y que tiene como objetivo principal otorgarle anclaje y soporte a la restauración de prótesis fija, reemplazando total o parcialmente la estructura dentaria coronaria remanente (Frugone y cols., 2002).

Comprende un perno dentro del canal radicular y un muñón que reemplaza la estructura coronal ausente para formar la preparación biológica (The glossary of prosthodontic terms, 2005) (Imagen 4).

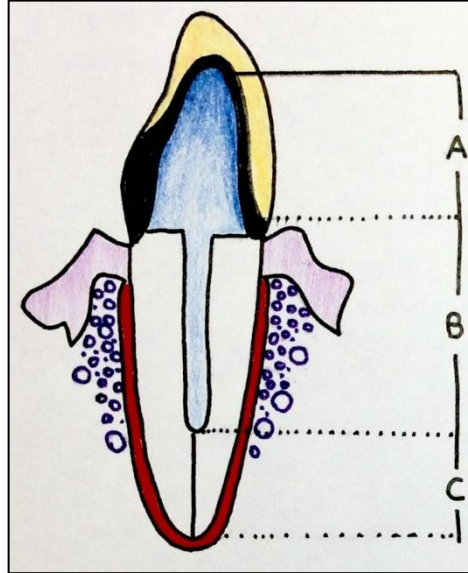


Imagen 4: Sistema Perno-Muñón. A=Muñón. B=Perno. C=Sellado Endodóntico

El propósito primario de un perno es retener el muñón en un diente tratado endodónticamente que ha sufrido una pérdida extensa de estructura coronaria (Goracci y Ferrari, 2011). Un perno ideal debe transmitir las fuerzas a la raíz de una manera que disminuya la probabilidad de ocurrencia de una fractura radicular (Chieruzzi y cols., 2012).

Los pernos son necesarios para la rehabilitación de dientes con estructura coronaria insuficiente para retener un casquete para la restauración definitiva (Ambica y cols., 2013).

Es fundamental que el sistema perno-muñón posea una adecuada retención, la que depende de dos factores: la longitud del perno y la adaptación de éste a las paredes radiculares. Se considera que la preparación del conducto protésico, para alojar un perno, se debe limitar en lo posible a la eliminación del sellado 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).

En la práctica clínica existen diferentes materiales y métodos de fabricación usados para la confección de sistemas perno-muñón (Theodosopoulou y Chochlidakis, 2009).

Los tipos de pernos, clasificados según su material de composición, son:

- Pernos metálicos: como los de aleación de cobalto-cromo o plata-paladio
- Pernos de fibra

Los tipos de pernos, según el método de fabricación, son:

- Pernos colados metálicos
- Pernos prefabricados, que pueden ser tanto metálicos como de fibra

3.4.1. Pernos metálicos

Los pernos metálicos prefabricados y los pernos colados de metal han sido utilizados por décadas. Sin embargo, los pernos colados de metal poseen algunas desventajas biológicas y mecánicas, como por ejemplo un módulo de elasticidad alto (Maccari y cols., 2007). Si los dientes tratados endodónticamente restaurados con pernos metálicos colados sufren fractura radicular, éstas son habitualmente catastróficas, como fracturas oblicuas u horizontales en el tercio medio de la raíz o también fracturas verticales (Zhou y Wang, 2013). Esto se atribuye a la concentración de stress que se produce en la dentina radicular durante la cementación del perno y consecuentemente a una alteración del patrón de distribución del estrés cuando el diente es sometido a carga (Al-Omiri y cols., 2010).

Existen también pernos no metálicos, entre los que se encuentran los pernos preformados de fibra. Los tipos de pernos de fibra son:

- Pernos de fibra de carbón
- Pernos de fibra de vidrio
- Pernos de fibra de cuarzo (Trushkowsky, 2011)

3.4.2. Pernos de fibra

Los pernos de fibra están formados por 2 componentes principales: las fibras que lo refuerzan y una matriz de polímero. Éstos polímeros son generalmente resinas epóxicas u otro polímero termoestable con un alto grado de conversión y estructura de uniones cruzadas. Además de poseer un módulo de elasticidad parecido a la dentina, poseen una alta resistencia flexural (Monticelli y cols., 2008).

El uso de estos pernos ha introducido un nuevo concepto de restauración debido a que el perno en combinación con los materiales adhesivos (cementos y materiales de restauración) puede formar un complejo estructural y mecánicamente homogéneo con la dentina (Monticelli y cols., 2008).

Los primeros pernos de fibra estaban compuestos de fibra de carbono o grafito, eran de color oscuro y poseían buenas propiedades mecánicas. Posteriormente se introdujeron los pernos fabricados con fibras de vidrio para compensar las limitaciones estéticas de los anteriores. Éstos son de colores blancos o translúcidos y son usados en situaciones de alta demanda estética.

Los pernos de fibra de vidrio pueden estar fabricados con diferentes tipos de vidrio. También pueden estar conformados por fibras de cuarzo que es sílice en su forma cristalizada, un material inerte con un coeficiente de expansión térmico bajo (Chieruzzi y cols., 2012).

Las restauraciones con pernos prefabricados de fibra resina se han vuelto populares debido a su módulo de elasticidad más bajo en comparación a los pernos metálicos, lo cual disminuye considerablemente el riesgo de ocurrencia de una fractura radicular del diente restaurado ya que se favorece la disipación del estrés (Maccari y cols., 2007). Si ocurre una fractura, ésta puede ser reparable, como fracturas en el tercio cervical de la raíz o fractura del muñón (Zhou y Wang, 2013).

La diferencia entre el tipo de fractura radicular que se produce utilizando un perno preformado de fibra y un perno colado de metal puede deberse también a que en los dientes restaurados con perno de fibra el espacio entre las paredes dentinarias

del canal radicular y el perno es mayor en comparación con el perno colado de metal, que son moldeados para ajustarse a la forma del canal radicular. De esta forma existe una capa más gruesa de cemento de resina cuando se cementan pernos de fibra, que puede actuar absorbiendo el estrés cuando el diente está sometido a fuerza oclusal, disipándola. De esta manera, se concentra menos fuerza en la raíz del diente, y se disminuye el riesgo de fractura radicular (Zhou y Wang, 2013).

Los pernos rígidos como los de metal o cerámica tienden a distribuir el estrés internamente o transferirlo más apicalmente (llevando posiblemente a los fracasos más desastrosos), mientras que los pernos menos rígidos, en conjunto con resina compuesta, tienden a concentrar el estrés en la interfase adhesiva o también a transferirlo más uniformemente a través del diente y los tejidos circundantes (Dietschi y cols., 2008).

El fracaso de los pernos de fibra resina puede deberse a diferentes mecanismos, como por ejemplo: agrietamiento de la matriz, ruptura de las fibras y descementación de la interfase. Por otro lado el grosor de los pernos de fibra resina puede jugar un rol relevante en la resistencia a la fractura de éstos.

De esta manera el material del cual está compuesto el perno juega un rol crucial en el desempeño biomecánico de los dientes tratados endodónticamente. Idealmente, este material debiera tener propiedades físicas similares a la dentina, como módulo de elasticidad, fuerza compresiva, expansión térmica y características estéticas favorables, además de unirse de manera previsible a la dentina radicular (Ambica y cols., 2013).

El uso de resina compuesta en conjunto con pernos de fibra-resina es la técnica más efectiva para la restauración de dientes no vitales siempre que exista remanente coronario, ya que posee un efecto protector contra las fracturas radiculares (Dietschi y cols., 2008).

Otro factor que pueden influir en el éxito de una restauración utilizando un sistema perno-muñón es el material usado para la adhesión entre el perno y la dentina del canal radicular (Chieruzzi y cols., 2012).

3.4.2.1. Cementación de pernos de fibra

Los agentes de cementación apropiados para la cementación de pernos de fibra son los mismos que están clínicamente indicados para técnicas de restauración indirectas.

La unión a la dentina puede ser lograda usando adhesivos de varios pasos o autograbantes. De esta manera se puede clasificar a los materiales de cementación adhesivos en 2 grupos según el agente de unión usado previo a la cementación:

- Cementos que utilizan adhesivos con sistema de grabado y lavado: Variolink II, Ivoclar-Vivadent, entre otros.
- Cementos que utilizan adhesivos autograbantes: Panavia 21, Panavia F, Panavia F 2.0, Multilink, entre otros.

Por otro lado, están los cementos autograbantes y autoadhesivos, que son aquellos que no requieren un paso previo para su cementación, ya que, una vez que el cemento es mezclado, su aplicación se logra mediante un solo paso clínico (por ejemplo, Relyx U100, Bis-cem, ReliX Unicem). Su mecanismo de adhesión se basa en retención micromecánica e interacción química entre la hidroxiapatita y grupos de monómeros ácidos.

Los cementos también pueden ser clasificados según su sistema de polimerización:

- Cementos de autopolimerización
- Cementos de fotopolimerización
- Cementos de polimerización dual

Los cementos de autopolimerización son usados principalmente para la cementación de pernos prefabricados, considerando que existe la duda sobre la efectividad de la unión de los materiales foto-activados a la dentina radicular, especialmente en áreas de difícil acceso como los tercios medio y apical del canal radicular.

En comparación con los cementos de fotopolimerización, los cementos de polimerización dual y cementos de autopolimerización producen una menor contracción de polimerización, lo que permite una mayor liberación de estrés.

Se ha reportado que los factores adversos en la unión de los materiales adhesivos a la dentina radicular son el control limitado de la humedad y el Factor de configuración (Factor C) desfavorable (Monticelli y cols., 2008). El Factor C es la proporción entre las superficies adheridas y las no adheridas de una preparación. A mayor Factor C, mayor es el estrés por contracción de polimerización. A nivel radicular, cuando se cementa un perno dentro de un canal radicular, el Factor C es alto debido a que hay una gran área de cemento de resina unido al sustrato dental y al perno, y por el contrario, hay un área muy pequeña libre para permitir la contracción de polimerización (Mallmann A. y cols., 2007). Además, algunos autores han encontrado valores más bajos de adhesión en la zona apical en comparación a la zona cervical, también debido a un Factor C alto (Perdigao y cols., 2004).

3.4.2.2. Indicaciones de perno de fibra

Para la selección y utilización de un perno de fibra, la cantidad de estructura dentaria coronal remanente es un factor crítico (Zhou y Wang, 2013)

El número de paredes coronales residuales tiene una influencia significativa en la resistencia a la fractura final del diente restaurado. Ésta se reduce aproximadamente en un 50% cuando se compara un diente con 3 paredes residuales y uno sin paredes residuales (Mangold y Kern, 2011). A la vez, los dientes con 4 paredes residuales de dentina coronal tienen una resistencia a la fractura significativamente mayor que los dientes con 3 paredes residuales (Arunpraditkul y cols., 2009). Resumiendo lo anterior, se establece que la resistencia a la fractura de los dientes tratados endodónticamente depende de la cantidad de dentina coronal residual (Mangold y Kern, 2011).

Los pernos de fibra están indicados cuando el remanente dentinario coronal es de mínimo 3 paredes, que idealmente se presente una altura cervico-incisal/coronal

de 2 mm para que se produzca correctamente el efecto férula y se tenga un grosor vestibulo-palatino/lingual y mesio-distal de dentina de mínimo 1 mm.

3.5. Planteamiento del problema

En los casos en que esté indicado el uso de un perno de fibro-resina, la posibilidad de obtener una férula ideal es difícil de lograr debido a la variabilidad del daño al tejido duro que pueden sufrir los dientes. De esta forma, en la práctica clínica se pueden encontrar ausentes diferentes paredes en los dientes, lo que podría influenciar la resistencia a la fractura que presenten éstos al ser restaurados.

En un estudio realizado en dientes anteriores (Ng CC y cols., 2006) se concluye que la ubicación del tejido coronal remanente puede afectar la resistencia a la fractura de los dientes tratados endodóticamente. Sin embargo, no está del todo dilucidado qué ubicación del tejido coronal ausente afecta de mayor manera esta resistencia a la fractura.

El presente Estudio tiene por finalidad determinar, para dientes premolares superiores e inferiores tratados endodóticamente y rehabilitados con sistema perno-muñón de fibro-resina, cómo se ve afectada la resistencia a la fractura por la ubicación de una pared ausente del remanente coronario, de manera de aportar en el conocimiento científico que es aun escaso en esta temática.

4. Hipótesis

Existen diferencias estadísticamente significativas en la resistencia a la fractura del sistema perno-muñón de fibro-resina al comparar preparaciones biológicas con diferente ubicación de una pared dentinaria ausente.

5. Objetivo general

Comparar la resistencia a la fractura del sistema perno-muñón de fibro-resina entre grupos de dientes con preparaciones biológicas con diferente ubicación de una pared dentinaria ausente.

6. Objetivos específicos

- Determinar la resistencia a la fractura del sistema perno-muñón de fibroresina, en ausencia de la pared vestibular del remanente coronario.
- Determinar la resistencia a la fractura del sistema perno-muñón de fibroresina, en ausencia de la pared palatina del remanente coronario.
- Determinar la resistencia a la fractura del sistema perno-muñón de fibroresina, en ausencia de la pared mesial del remanente coronario.
- Determinar la resistencia a la fractura del sistema perno-muñón de fibroresina, en ausencia de la pared distal del remanente coronario.
- Analizar los tipos de fractura obtenidos según cada situación.

7. Materiales y Métodos

Para el desarrollo de este Estudio, se seleccionaron 50 dientes premolares que fueron separados aleatoriamente en 5 grupos de 10 dientes cada uno. A cada diente se le realizó un tratamiento endodóntico, cementación de un perno de fibro-resina, un tallado periférico y eliminación de una de las paredes del diente, conformando así los distintos casos de análisis. Para evaluar la resistencia a la fractura con ausencia de una pared, los dientes fueron sometidos a cargas de compresión mediante la utilización de una máquina de ensayos de fuerza.

7.1. Selección, manipulación y conservación de la muestra

Se recolectaron 70 dientes humanos recientemente extraídos, obtenidos de la Clínica de la Facultad de Odontología de la Universidad de Chile, servicios de urgencia, clínicas privadas y/o consultorios, verificando que su anatomía endodóntica fuera compatible con la indicación de un perno prefabricado según Schillinburg (Schillinburg, 2002).

Todos los pacientes a los cuales se les extrajeron piezas dentales, aprobaron el uso de estas piezas para el desarrollo de este Estudio de forma voluntaria y mediante la firma de un consentimiento para la donación de dientes humanos, diseñado para la investigación y que cumple con la normativa de la Dirección de Investigación y que, además, fue aprobado por el Comité de Ética de la Facultad de Odontología de la Universidad de Chile (Consentimiento Informado: Anexo 1).

Los dientes en estudio debieron cumplir con los siguientes criterios de inclusión:

- Premolares 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.
- 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 dañada por proceso de rizálisis.

- Dientes con similitud anatómica en su morfología.

Los dientes recolectados, después de cumplir con los criterios de inclusión, fueron manipulados siguiendo las medidas de protección según lo establecido en las normas de bioseguridad (Del Valle A. Sol Cristina, 2002).

La muestra se conservó en formalina al 10%, para evitar su deshidratación y descomposición desde el momento de su extracción (Salem-Milani y cols., 2015). La solución de formalina al 10% fue preparada por el Departamento de Patología de la Facultad de Odontología de la Universidad de Chile (Protocolo de fijación de los dientes, Anexo 2).

7.2. Limpieza y estandarización de los dientes

Se eliminaron los restos de tejido orgánico, ligamento periodontal y placa bacteriana mineralizada con un aparato ultrasónico de tipo magnetoestrictivo marca Cavitron, Densply® y una cureta universal SM 17/18 Mac Call, Hu-Friedy®, sin alterar la estructura dentaria como se muestra en la Imagen 5.



Imagen 5: Limpieza del diente con aparato ultrasónico.

Una vez limpios, la muestra se estandarizó considerando la longitud radicular en milímetros (mm) y el volumen dentario en mililitros (ml).

La longitud radicular fue medida desde el límite amelo-cementario (LAC) hasta el ápice dentario utilizando una regla milimetrada (Tabla 1).

Para establecer el volumen dentinario de los dientes preparados se utilizó una probeta graduada en décimas de mililitros y se midió el desplazamiento de fluido que produjo el diente al ser introducido en la probeta con agua (Tabla 2).

Se utilizaron los siguientes grados de tolerancia para la selección de los dientes:

- Dientes con un largo radicular entre 13 mm y 19 mm (hasta 6 mm de diferencia).
- Dientes con un volumen entre 0,3 ml a 0,6 ml (hasta 0,3 ml de diferencia).

Del total de dientes recolectados, se seleccionaron 50 según estos criterios para ser usados en el Estudio, 25 premolares superiores y 25 premolares inferiores.

Una vez estandarizados y seleccionados los 50 dientes, éstos fueron numerados del 1 al 50 para identificarlos.

Tabla 1: Longitud radicular en milímetros (mm) de los dientes seleccionados.

| Diente N° | Longitud Radicular (mm) | Diente N° | Longitud Radicular (mm) |
|------------------|--------------------------------|------------------|--------------------------------|
| 1 | 17 mm | 26 | 17 mm |
| 2 | 18 mm | 27 | 13 mm |
| 3 | 13 mm | 28 | 16 mm |
| 4 | 16 mm | 29 | 13 mm |
| 5 | 16 mm | 30 | 13 mm |
| 6 | 14 mm | 31 | 14 mm |
| 7 | 15 mm | 32 | 15 mm |
| 8 | 17 mm | 33 | 15 mm |
| 9 | 13 mm | 34 | 14 mm |
| 10 | 14 mm | 35 | 15 mm |
| 11 | 19 mm | 36 | 16 mm |
| 12 | 15 mm | 37 | 13 mm |
| 13 | 16 mm | 38 | 14 mm |
| 14 | 13 mm | 39 | 16 mm |
| 15 | 19 mm | 40 | 15 mm |
| 16 | 19 mm | 41 | 16 mm |
| 17 | 14 mm | 42 | 12 mm |
| 18 | 15,5 mm | 43 | 15 mm |
| 19 | 14 mm | 44 | 14 mm |
| 20 | 14 mm | 45 | 19 mm |
| 21 | 17 mm | 46 | 17 mm |
| 22 | 13 mm | 47 | 19 mm |
| 23 | 15 mm | 48 | 18 mm |
| 24 | 15 mm | 49 | 17 mm |
| 25 | 13 mm | 50 | 19 mm |

Tabla 2: Volumen en mililitros (ml) de los dientes seleccionados.

| Diente N° | Volumen en mililitros | Diente N° | Volumen en mililitros |
|------------------|------------------------------|------------------|------------------------------|
| 1 | 0,4 ml | 26 | 0,5 ml |
| 2 | 0,4 ml | 27 | 0,6 ml |
| 3 | 0,4 ml | 28 | 0,5 ml |
| 4 | 0,4 ml | 29 | 0,4 ml |
| 5 | 0,4 ml | 30 | 0,4 ml |
| 6 | 0,4 ml | 31 | 0,5 ml |
| 7 | 0,4 ml | 32 | 0,5 ml |
| 8 | 0,4 ml | 33 | 0,4 ml |
| 9 | 0,3 ml | 34 | 0,4 ml |
| 10 | 0,5 ml | 35 | 0,4 ml |
| 11 | 0,4 ml | 36 | 0,4 ml |
| 12 | 0,4 ml | 37 | 0,3 ml |
| 13 | 0,4 ml | 38 | 0,4 ml |
| 14 | 0,4 ml | 39 | 0,4 ml |
| 15 | 0,4 ml | 40 | 0,4 ml |
| 16 | 0,5 ml | 41 | 0,3 ml |
| 17 | 0,4 ml | 42 | 0,3 ml |
| 18 | 0,3 ml | 43 | 0,3 ml |
| 19 | 0,4 ml | 44 | 0,4 ml |
| 20 | 0,3 ml | 45 | 0,4 ml |
| 21 | 0,4 ml | 46 | 0,3 ml |
| 22 | 0,3 ml | 47 | 0,4 ml |
| 23 | 0,5 ml | 48 | 0,5 ml |
| 24 | 0,4 ml | 49 | 0,4 ml |
| 25 | 0,4 ml | 50 | 0,4 ml |

7.3. Tratamiento endodóntico

Se realizaron cavidades de acceso de forma elíptica para premolares superiores y de forma ovoidal para premolares inferiores con una piedra redonda de diamante SS WHITE® de alta velocidad N° 0.10, 0.12 y 0.14 de acuerdo al tamaño de la corona dentaria (Imagen 6).

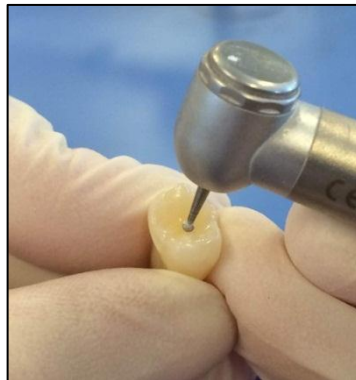


Imagen 6: Apertura de la cavidad de acceso con piedra de diamante.

Una vez alcanzada la dentina se utilizó una fresa de carbide redonda de baja velocidad SS WHITE® para realizar la comunicación con la cámara pulpar. Con la misma fresa se realizó el destechamiento de la cavidad.

Se irrigó abundantemente con Hipoclorito de sodio (NaOCl) al 5%.

El vaciamiento de la cámara pulpar se realizó con extractor pulpar e irrigación.

Se utilizó una fresa Endo-Z Maillefer, Dentsply® de alta velocidad para realizar desgastes compensatorios, como se muestra en la Imagen 7.

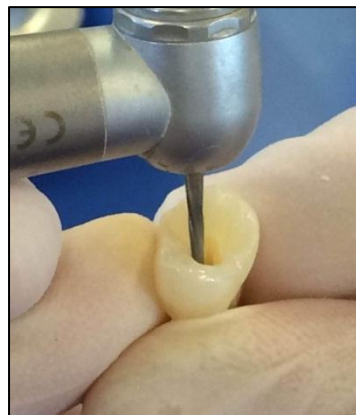


Imagen 7: Desgastes compensatorios con fresa Endo Z.

La preparación del tercio cervical y medio del canal (Crown Down) se hizo con fresas Gates-Gliden N° 1, 2 y 3 Maillefer, Dentsply® (Imagen 8).



Imagen 8: Cavidades acceso para premolares superiores (izquierda) e inferiores (derecha)

A continuación, se realizó la preparación quimio-mecánica del canal radicular mediante la técnica Corono-Apicomedial de la Universidad de Chile.

La longitud real del diente se obtuvo introduciendo una lima dentro del canal y midiendo la distancia desde la corona del diente hasta el ápice.

La longitud de trabajo se definió a 1 mm del foramen apical.

Una vez definida la longitud de trabajo se realizó la preparación del tercio apical del canal mediante la técnica Telescópica Modificada con limas K de la primera serie Maillefer, Dentsply®.

Se seleccionó la primera lima con retención suave a la longitud de trabajo y se realizó la instrumentación del canal, irrigando abundantemente con NaOCl al 5% y continuando con la lima siguiente en la secuencia.

Se recapituló con la lima inmediatamente anterior a la longitud de trabajo y se continuó con la secuencia hasta alcanzar la lima maestra de acuerdo a la anatomía del canal (Imagen 9).

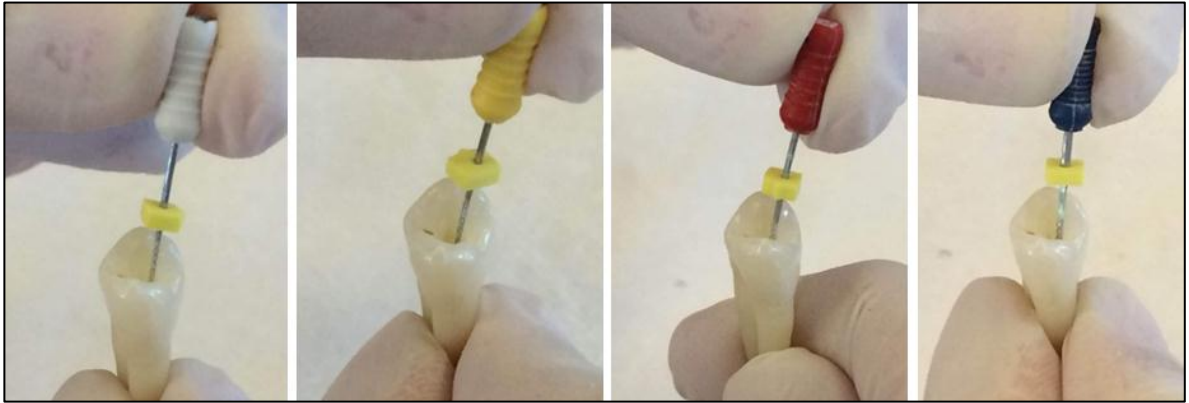


Imagen 9: Instrumentación del canal radicular

Posteriormente, se realizó la fase de retroceso seleccionando la lima inmediatamente siguiente en la secuencia e instrumentando a 1 mm menos de la longitud de trabajo, recapitulando con la lima maestra e irrigando abundantemente.

Se continuó con el retroceso hasta alcanzar el diámetro de la última fresa Gates Glidden utilizada. Una vez finalizada la preparación quimio-mecánica, se utilizaron conos de papel para secar el canal.

Los canales se obturaron con un cono principal de gutapercha seleccionado de acuerdo a la lima maestra y conos accesorios DiaDent® utilizando la técnica de compactación lateral o compactación en frío y cemento Grossman marca Hertz®.

Los datos sobre los tratamientos endodónticos de cada diente se resumen en las Tablas 3 y 4.

Tabla 3: Datos endodónticos para cada diente.

| Diente N° | Longitud del diente | Longitud de trabajo | Cono maestro/ Conos accesorios | Referencia |
|-----------|---------------------|---------------------|--------------------------------|------------|
| 1 | 24 mm | 23 mm | 30/25 | CV |
| 2 | 23 mm | 22 mm | 30/25 | CV |
| 3 | 19 mm | 18 mm | 30/25 | CV |
| 4 | 23 mm | 22 mm | 30/25 | CV |
| 5 | 23 mm | 22 mm | 35/25 | CV |
| 6 | 21 mm | 20 mm | 35/25 | CV |
| 7 | 22 mm | 21 mm | 35/25 | CV |
| 8 | 24 mm | 23 mm | 35/25 | CV |
| 9 | 20 mm | 19 mm | 40/35 | CV |
| 10 | 21 mm | 20 mm | 35/25 | CV |
| 11 | 24 mm | 23 mm | 40/35 | CV |
| 12 | 21 mm | 20 mm | 35/25 | CV |
| 13 | 24 mm | 23 mm | 30/25 | CV |
| 14 | 21 mm | 20 mm | 35/25 | CV |
| 15 | 25 mm | 24 mm | 40/35 | CV |
| 16 | 25 mm | 24 mm | 35/25 | CV |
| 17 | 23 mm | 22 mm | 40/35 | CV |
| 18 | 23 mm | 22 mm | 35/25 | CV |
| 19 | 20 mm | 19 mm | 40/35 | CV |
| 20 | 21 mm | 20 mm | 40/35 | CV |
| 21 | 24 mm | 23 mm | 35/25 | CV |
| 22 | 16 mm | 15 mm | 40/35 | CV |
| 23 | 23 mm | 22 mm | 35/25 | CV |
| 24 | 22 mm | 21 mm | 35/25 | CV |
| 25 | 20 mm | 19 mm | 35/25 | CV |

Tabla 3: Datos endodónticos para cada diente. CV=Cúspide Vestibular

Tabla 4: Datos endodónticos para cada diente.

| Diente N° | Longitud del diente | Longitud de trabajo | Cono maestro/ Conos accesorios | Referencia |
|-----------|---------------------|---------------------|--------------------------------|------------|
| 26 | V 24 mm/ P 23 mm | V 23 mm/ P 22 mm | V 35/ P35 | CV/CP |
| 27 | V 25 mm/ P 23 mm | V 24 mm/ P 22 mm | V 25/ P 35 | CV/ CP |
| 28 | V 23 mm/ P 23 mm | V 22 mm/ P 22 mm | V 35/ P 35 | CV/ CP |
| 29 | 20 mm | 19 mm | 40/35 | CV |
| 30 | 18 mm | 17 mm | 40/35 | CV |
| 31 | V 22 mm/ P 21 mm | V 21 mm/ P 20 mm | V 35/ P 35 | CV/ CP |
| 32 | V 23 mm/ P 21 mm | V 22 mm/ P 20 mm | V 35/ P 35 | CV/ CP |
| 33 | 22 mm | 21 mm | 40/35 | CV |
| 34 | 20 mm | 19 mm | 35/25 | CV |
| 35 | V 22 mm/P 23 mm | V 21 mm/ P 22 mm | V 35/ P 35 | CV/ CP |
| 36 | 24 mm | 23 mm | 35/25 | CV |
| 37 | 21 mm | 20 mm | 40/35 | CV |
| 38 | 22 mm | 21 mm | 40/35 | CV |
| 39 | 24 mm | 23 mm | 35/25 | CV |
| 40 | V 23 mm/ P 22 mm | V 22 mm/ P 21 mm | V 35/ P 35 | CV/ CP |
| 41 | V 23 mm/ P 21 mm | V 22 mm/ P 20 mm | V 35/ P 35 | CV/ CP |
| 42 | V 17 mm/ P 15 mm | V 16 mm/ P 14 mm | V40/P40 | CV/ CP |
| 43 | 20 mm | 19 mm | 35/ 25 | CV |
| 44 | 20 mm | 19 mm | 23/ 25 | CV |
| 45 | 23 mm | 22 mm | 35/ 25 | CV |
| 46 | V 20 mm/ P 20 mm | V 19 mm/ P 19 mm | V 35/ P 35 | CV/ CP |
| 47 | 23 mm | 22 mm | 35/ 25 | CV |
| 48 | V 21 mm/ P 19 mm | V 20 mm/ P 18 mm | V 35/ P 40 | CV/ CP |
| 49 | V 20 mm/ P 20 mm | V 19 mm/ P 19 mm | V 35/ P 40 | CV/ CP |
| 50 | 21 mm | 20 mm | 35/ 25 | CV |

Tabla 4: Datos endodónticos para cada diente. V= Conducto vestibular, P= Conducto palatino, CV= Cúspide vestibular, CP= Cúspide palatina

Luego de la obturación de los canales, se confirmó que existiera un adecuado sellado de éstos tanto en longitud como amplitud mediante radiografías retroalveolares periapicales (Imagen 10).

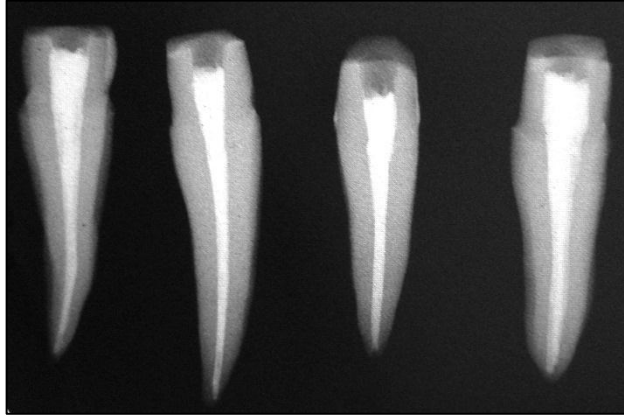


Imagen 10: Radiografía retroalveolar periapical de los dientes obturados.

7.4. Aleatorización de los dientes

La muestra de 50 dientes se dividió aleatoriamente en 5 grupos de 10 unidades cada uno utilizando el programa computacional Team Maker (Chirag y Swedberg, 2010). Las propiedades de los dientes incluidos en cada grupo de estudio se presentan en la Imagen 11.

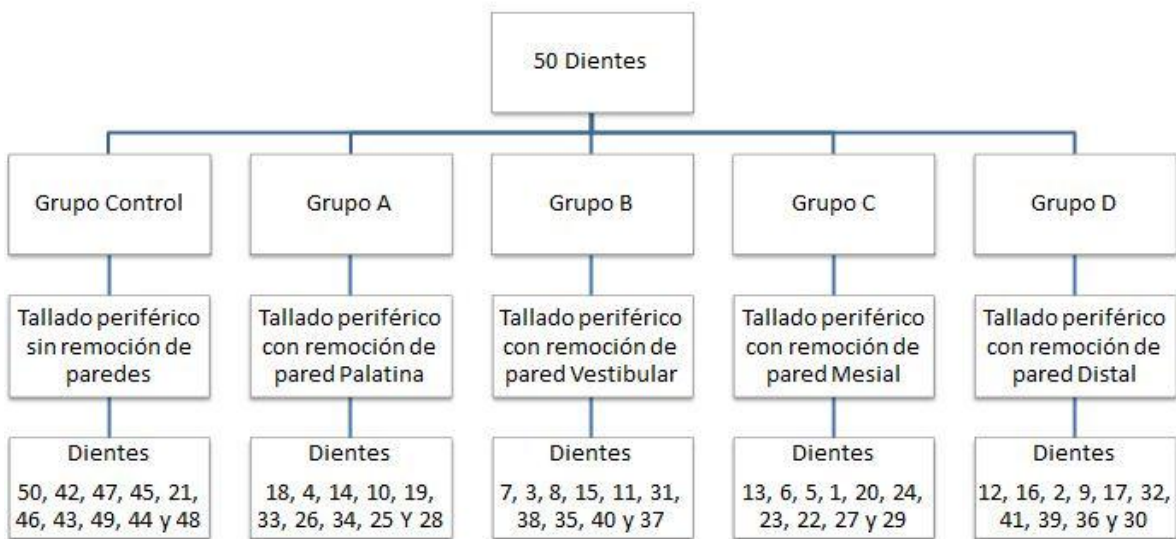


Imagen 11: Aleatorización y características de los dientes para cada grupo de estudio.

7.5. Tallado dentario:

Grupo A - Ausencia de pared palatina:

Se realizó un desgaste de la cara oclusal del diente manteniendo su anatomía original con una fresa de diamante tronco-cónica SS WHITE® hasta que el remanente alcanzara los 3 mm de altura desde el límite amelo-cementario. El desgaste se corroboró con una sonda periodontal Carolina del Norte Hu-Friedy®.

Luego, se realizó un desgaste periférico con una piedra de diamante tronco-cónica de extremo redondeado por todas las caras del diente, dejando una terminación cervical tipo Chamfer desde el límite amelo-cementario (Imagen 12) y un espesor de 1 mm de dentina en sentido vestibulo-palatino/lingual y mesio-distal.

Los desgastes se corroboraron con un calibrador de metales y con una sonda periodontal Carolina del Norte (Imagen 13).

Se obtuvo un muñón de 3 mm de altura desde la terminación cervical al que, posteriormente, se le eliminó la pared palatina.

Grupo B - Ausencia de pared vestibular:

Se realizó un desgaste de la cara oclusal del diente manteniendo su anatomía original con una fresa de diamante tronco-cónica SS WHITE® hasta que el remanente alcanzara los 3 mm de altura desde el límite amelo-cementario. El desgaste se corroboró con una sonda periodontal Carolina del Norte Hu-Friedy®.

Luego, se realizó un desgaste periférico con una piedra de diamante tronco-cónica de extremo redondeado por todas las caras del diente, dejando una terminación cervical tipo Chamfer desde el límite amelo-cementario (Imagen 12) y un espesor de 1 mm de dentina en sentido vestíbulo-palatino/lingual y mesio-distal.

Los desgastes se corroboraron con un calibrador de metales y con una sonda periodontal Carolina del Norte (Imagen 13).

Se obtuvo un muñón de 3 mm de altura desde la terminación cervical al que, posteriormente, se le eliminó la pared vestibular.

Grupo C - Ausencia de pared mesial:

Se realizó un desgaste de la cara oclusal del diente manteniendo su anatomía original con una fresa de diamante tronco-cónica SS WHITE® hasta que el remanente alcanzara los 3 mm de altura desde el límite amelo-cementario. El desgaste se corroboró con una sonda periodontal Carolina del Norte Hu-Friedy®.

Luego, se realizó un desgaste periférico con una piedra de diamante tronco-cónica de extremo redondeado por todas las caras del diente, dejando una terminación cervical tipo Chamfer desde el límite amelo-cementario (Imagen 12) y un espesor de 1 mm de dentina en sentido vestíbulo-palatino/lingual y mesio-distal.

Los desgastes se corroboraron con un calibrador de metales y con una sonda periodontal Carolina del Norte (Imagen 13).

Se obtuvo un muñón de 3 mm de altura desde la terminación cervical al que, posteriormente, se le eliminó la pared mesial.

Grupo D - Ausencia de pared distal:

Se realizó un desgaste de la cara oclusal del diente manteniendo su anatomía original con una fresa de diamante tronco-cónica SS WHITE® hasta que el remanente alcanzara los 3 mm de altura desde el límite amelo-cementario. El desgaste se corroboró con una sonda periodontal Carolina del Norte Hu-Friedy®.

Luego, se realizó un desgaste periférico con una piedra de diamante tronco-cónica de extremo redondeado por todas las caras del diente, dejando una terminación cervical tipo Chamfer desde el límite amelo-cementario (Imagen 12) y un espesor de 1 mm de dentina en sentido vestibulo-palatino/lingual y mesio-distal.

Los desgastes se corroboraron con un calibrador de metales y con una sonda periodontal Carolina del Norte (Imagen 13).

Se obtuvo un muñón de 3 mm de altura desde la terminación cervical al que posteriormente se le eliminó la pared distal.



Imagen 12: Tallado de la terminación cervical



Imagen 13: Corroboración del grosor de las paredes con un calibrador de metales.

Grupo Control – Con 4 paredes de dentina remanente:

Se realizó un desgaste de la cara oclusal del diente manteniendo su anatomía original con una fresa de diamante tronco-cónica SS WHITE® hasta que el remanente alcanzara los 3 mm de altura desde el límite amelo-cementario. El desgaste se corroboró con una sonda periodontal Carolina del Norte Hu-Friedy®.

Luego, se realizó un desgaste periférico con una piedra de diamante tronco-cónica de extremo redondeado por todas las caras del diente, dejando una terminación cervical tipo Chamfer desde el límite amelo-cementario (Imagen 12) y un espesor de 1 mm de dentina en sentido vestíbulo-palatino/lingual y mesio-distal.

Los desgastes se corroboraron con un calibrador de metales y con una sonda periodontal Carolina del Norte (Imagen 13).

Se obtuvo un muñón de 3 mm de altura desde la terminación cervical con 4 paredes de dentina.

A continuación, se presenta un esquema de la eliminación de la pared correspondiente a cada grupo de estudio (Imagen 14).

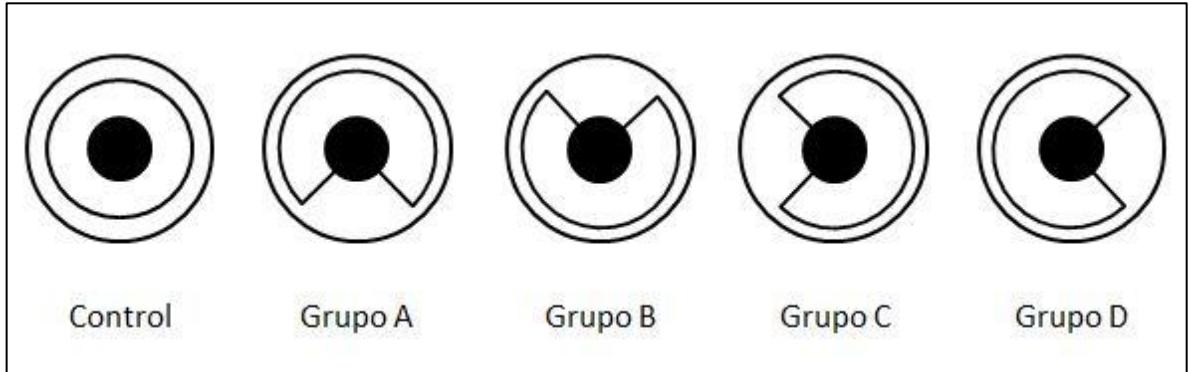


Imagen 14: Esquema de una vista oclusal del tallado periférico y eliminación de una pared para cada grupo de Estudio.

7.6. Desobturación y Preparación del conducto protésico:

La desobturación parcial de los canales radiculares se efectuó mediante instrumento caliente (atacador).

Se calculó la longitud de desobturación dejando un remanente apical de 4 mm.

El atacador se calentó al rojo y se introdujo en el canal retirando 1 a 3 mm de gutapercha por vez y limpiándolo después de cada uso con alcohol.

Se tuvo cuidado de no tocar en exceso las paredes dentinarias con el instrumento.

Luego de retirado el material de obturación, se condensó la gutapercha remanente reblandecida con el atacador frío.

La profundidad de la desobturación se corroboró con una lima K (Imagen 15).



Imagen 15: Medición de la profundidad de la desobturación del canal radicular.

La conformación del canal radicular se efectuó mediante el uso de fresas Largo Maillefer, Dentsply® de forma consecutiva desde la fresa N° 1 a la N° 3, rectificando, alisando y ensanchando el canal de manera que un perno de 1 mm de diámetro pudiera ajustarse dentro de éste (Imagen 16).



Imagen 16: Conformación del canal radicular mediante fresas Largo.

Una vez preparado el canal se ubicó en éste un perno de fibro-resina marca Dental P.D (FDA C E 017/ ISO 9001) considerando una adaptación completa al largo y ancho del lecho preparado, midiendo la profundidad con regla milimetrada y ubicando un tope de goma en el perno (Imagen 17). Se utilizaron pernos con un diámetro de 1 mm y de 1,2 mm (Imagen 18).



Imagen 17: Prueba del perno de fibro-resina dentro del canal radicular.



Imagen 18: Perno de fibro-resina.

7.7. Cementación de pernos prefabricados:

Luego de la prueba del perno en el canal, éste se lavó con suero fisiológico para eliminar restos de detritus y luego se secó con conos de papel absorbentes (Imagen 19).

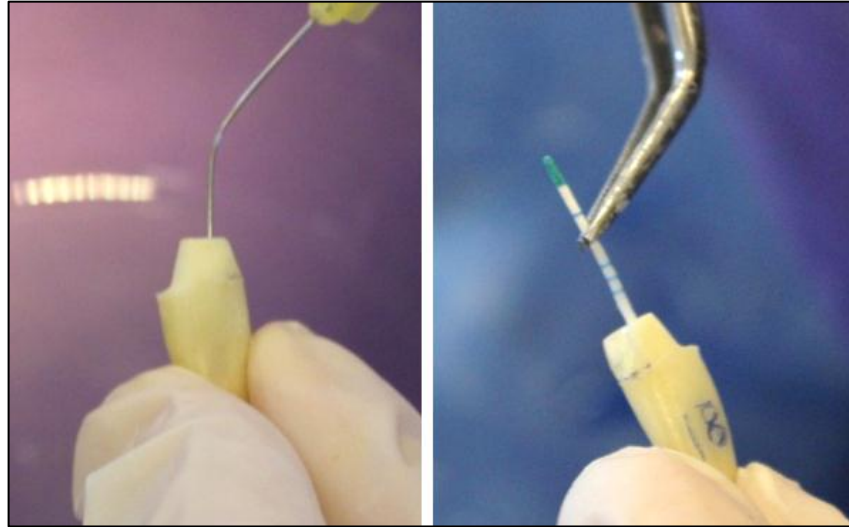


Imagen 19: Lavado (izquierda) y secado (derecha) del canal radicular.

La cementación de los pernos se realizó con un cemento de resina autoadhesivo de polimerización dual BisCem®. El cemento se introdujo directamente en el conducto mediante un sistema de aplicación en jeringa de automezclado (Imagen 20).

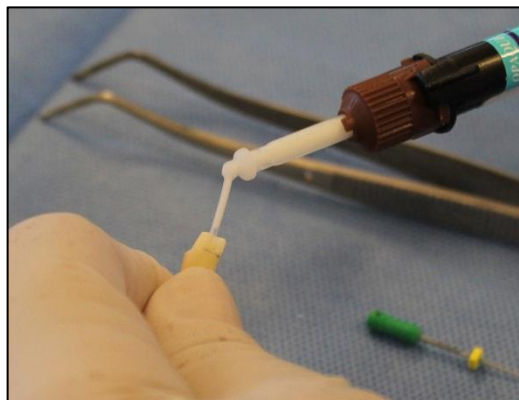


Imagen 20: Introducción del cemento dentro del canal radicular.

Posteriormente, se posicionó el perno de fibro-resina dentro del canal con pinzas, asegurando una adaptación completa al canal con la ayuda del tope de goma.

Se fotopolimerizó por 5 segundos y se eliminaron los restos de cemento con una sonda de caries. Finalmente, se fotopolimerizó por 40 segundos (Imagen 21).



Imagen 21: Fotopolimerización del cemento luego del posicionamiento del perno de fibro-resina.

7.8. Reconstrucción del muñón con resina compuesta:

Las paredes dentinarias remanentes se grabaron con ácido ortofosfórico al 37% 3M ESPE® por 10 segundos y, posteriormente, se lavaron con abundante agua durante 20 segundos (Imagen 22).

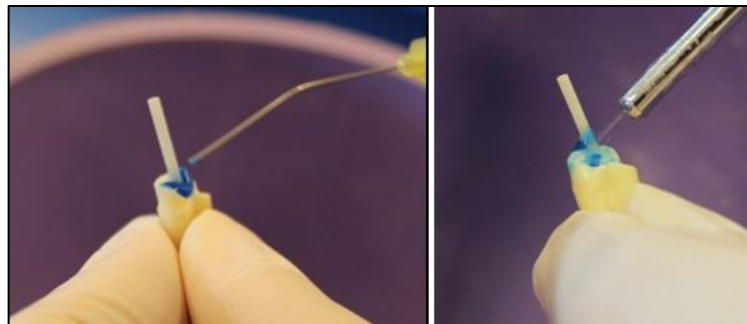
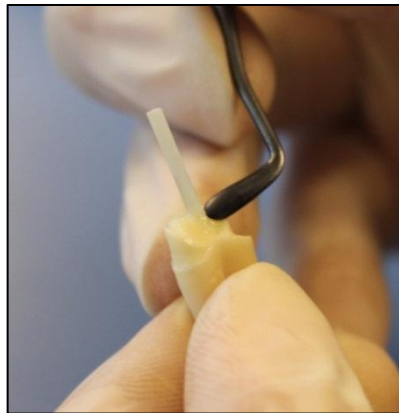


Imagen 22: Grabado (izquierda) y lavado (derecha) de las paredes dentinarias remanentes.

Luego, se secó la dentina con trozos de papel absorbentes y se aplicó adhesivo de fotocurado Single-Bond 3M ESPE®, con un pincel, en todas las paredes remanentes.

El adhesivo se fotopolimerizó por 20 segundos.

Posteriormente, se reconstruyó el muñón aumentando 1 mm su altura desde el límite amelo cementario con resinas Z350 XT 3M ESPE®, mediante técnica incremental utilizando una espátula de resina. Cada incremento se fotopolimerizó por 20 segundos (Imagen 23).



.Imagen 23: Reconstrucción del muñón con resina.

Una vez reconstruido el muñón se cortó el excedente del perno con piedra de diamante y se pulió con fresas de pulido de grano fino color amarillo SS WHITE®, obteniendo un muñón de 4 mm de altura.

7.9. Prueba de resistencia a la fractura de los dientes

Para realizar la prueba de resistencia a la fractura, se utilizó una máquina de ensayos de fuerza de compresión marca Instron® modelo 3369 con una capacidad máxima de carga de 50 KN, perteneciente al Departamento de Ciencias de los Materiales de la Facultad de Ciencias Físicas y Matemáticas de la Universidad de Chile (Imagen 24).

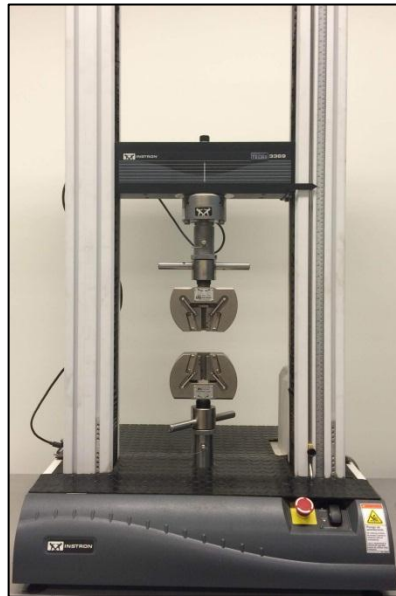


Imagen 24: Máquina Instron.

Para posicionar y mantener la muestra dentaria fija a la máquina de ensayos se debieron confeccionar aditamentos específicos, llamados probetas.

Estas probetas se confeccionaron realizando cubos de cera rosada de 1 cm por 1 cm de base y 2 cm de alto, según se muestra en la Imagen 25.

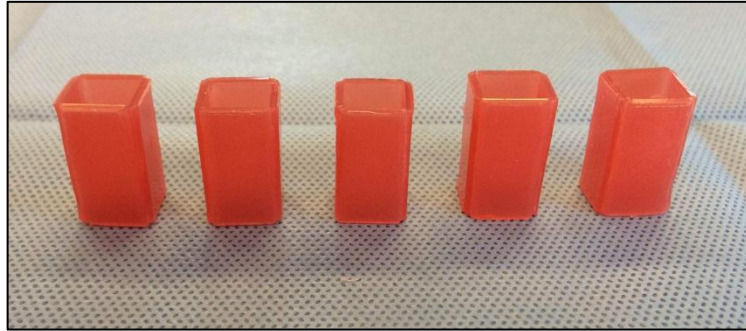


Imagen 25: Cubos de cera para la confección de las probetas.

Posteriormente, las probetas fueron vaciadas con acrílico rosado de autopolimerización Marche® y se posicionó el diente dentro del acrílico con una angulación de 55° con respecto a la horizontal. Esto se verificó con la utilización de un transportador.

Los dientes fueron montados en las probetas con la inclinación de 55° de manera que recibieran la carga de prueba emulando la inclinación promedio que podrían tener las fuerzas oblicuas en los dientes posteriores (Imagen 26). Una vez polimerizado el acrílico, se removió la cera.

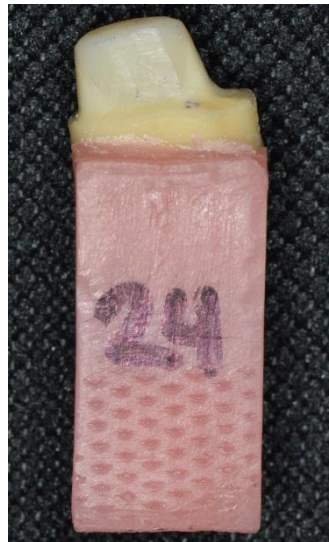


Imagen 26: Probeta con el diente posicionado.

Las probetas se fijaron en las tenazas de la máquina y se aplicó una carga de compresión sobre el vértice formado entre la cara vestibular y la cara oclusal del muñón, con una velocidad de 5 mm por minuto hasta que se produjera la fractura del diente (Imagen 27).

Para cada diente, la prueba fue finalizada una vez registrado el pick de fuerza (carga) al momento de producirse la fractura. Las cargas de fractura fueron registradas en Newton.

Los resultados fueron procesados mediante el programa Instron Bluehill Lite (Funcionamiento máquina Instron: Anexo 3).

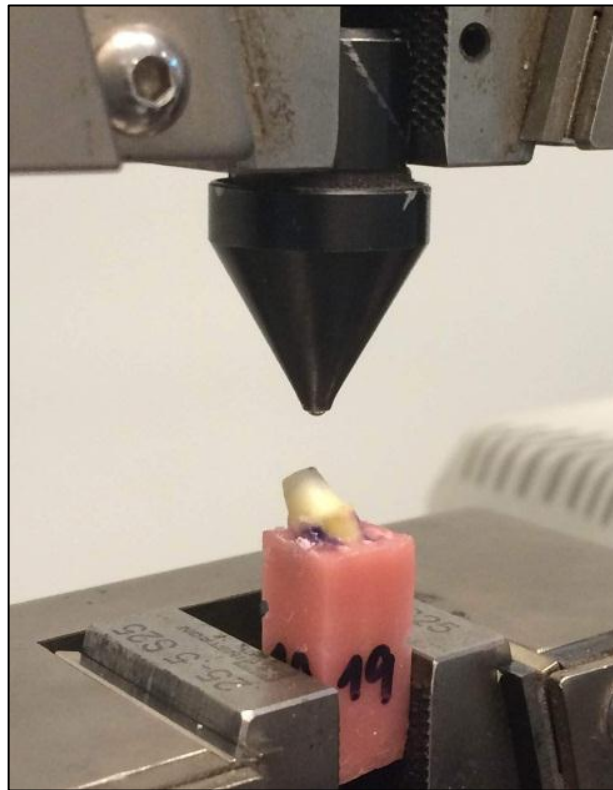


Imagen 27: Máquina Instron ejerciendo fuerza de compresión sobre una probeta fija en las tenazas de la máquina.

8. Resultados

Los valores de carga, en Newton, correspondientes a la condición de fractura para cada diente en cada Grupo de análisis se presentan a continuación:

Grupo A: Ausencia de la Pared Palatina

Tabla 5: Valores de las cargas de fractura en Newton para los dientes del grupo A.

| Diente N° | Carga de Fractura en Newton |
|-----------------------------|-----------------------------|
| 18 | 164,8 |
| 4 | 302,01 |
| 14 | 282,68 |
| 10 | 125,23 |
| 19 | 320,18 |
| 33 | 192,33 |
| 26 | 110,8 |
| 34 | 383,44 |
| 25 | 480,72 |
| 28 | 325,5 |
| Media y Desviación Estándar | 268,77 ± 119,00 |

Grupo B: Ausencia de la Pared Vestibular

Tabla 6: Valores de las cargas de fractura en Newton para los dientes del grupo B.

| Diente N° | Carga de Fractura en Newton |
|-----------------------------|------------------------------------|
| 7 | 609,32 |
| 3 | 423,22 |
| 8 | 325,89 |
| 15 | 429,57 |
| 11 | 434,34 |
| 31 | 128,29 |
| 38 | 529,29 |
| 35 | 420,98 |
| 40 | 536,32 |
| 37 | 367,22 |
| Media y Desviación Estándar | 420,44 ± 132,65 |

Grupo C: Ausencia de la Pared Mesial

Tabla 7: Valores de las cargas de fractura en Newton para los dientes del grupo C.

| Diente N° | Carga de la Fractura en Newton |
|-----------------------------|--------------------------------|
| 13 | 419,97 |
| 6 | 347,82 |
| 5 | 189,31 |
| 1 | 182,45 |
| 20 | 477,61 |
| 24 | 383,00 |
| 23 | 404,92 |
| 22 | 469,68 |
| 27 | 404,74 |
| 29 | 358,08 |
| Media y Desviación Estándar | 363,76 ± 102,57 |

Grupo D: Ausencia de la Pared Distal

Tabla 8: Valores de las cargas de fractura en Newton para los dientes del grupo D.

| Diente N° | Carga de la Fractura en Newton |
|-----------------------------|--------------------------------|
| 12 | 104,35 |
| 16 | 480,34 |
| 2 | 330,82 |
| 9 | 346,52 |
| 17 | 352,12 |
| 32 | 396,05 |
| 41 | 340,14 |
| 39 | 412,17 |
| 36 | 723,41 |
| 30 | 255,08 |
| Media y Desviación Estándar | 374,10 ± 158,62 |

Grupo de Control: Con 4 Paredes Remanentes

Tabla 9: Valores de las cargas de fractura en Newton para los dientes del grupo de Control.

| Diente N° | Carga de la Fractura en Newton |
|-----------------------------|--------------------------------|
| 50 | 202,27 |
| 42 | 653,48 |
| 47 | 494,25 |
| 45 | 246,04 |
| 21 | 221,50 |
| 46 | 451,80 |
| 43 | 285,08 |
| 49 | 403,08 |
| 44 | 435,44 |
| 48 | 247,72 |
| Media y Desviación Estándar | 364,07 ± 147,28 |

Fracturas

Los tipos y las ubicaciones de las fracturas ocurridas en cada uno de los dientes se presentan a continuación:

Grupo A: Ausencia de la Pared Palatina

Tabla 10: Tipo y ubicación de las fracturas ocurridas en los dientes del grupo A.

| Diente N° | Pared Fracturada | Fractura Radicular |
|-----------|-----------------------|-------------------------|
| 18 | Proximal | Oblicua 1/3 cervical |
| 4 | Cara libre | Oblicua 1/3 cervical |
| 14 | Proximal | Oblicua 1/3 cervical |
| 10 | Proximal | Oblicua 1/3 medio |
| 19 | Proximal | Oblicua 1/3 cervical |
| 33 | Proximal | Oblicua 1/3 cervical |
| 26 | Proximal y Cara Libre | No |
| 34 | Cara libre | No |
| 25 | Proximal | No |
| 28 | Cara libre | No |

Grupo B: Ausencia de la Pared Vestibular**Tabla 11: Tipo y ubicación de las fracturas ocurridas en los dientes del grupo B.**

| Diente N° | Pared Fracturada | Fractura Radicular |
|-----------|------------------|-------------------------|
| 7 | Proximal | No |
| 3 | Proximal | Oblicua 1/3 cervical |
| 8 | Proximal | No |
| 15 | Proximal | No |
| 11 | Proximal | No |
| 31 | Cara Libre | No |
| 38 | Proximal | Oblicua 1/3 cervical |
| 35 | Cara Libre | No |
| 40 | Cara Libre | Oblicua 1/3 medio |
| 37 | Proximal | Oblicua 1/3 cervical |

Grupo C: Ausencia de la Pared Mesial

Tabla 12: Tipo y ubicación de las fracturas ocurridas en los dientes del grupo C.

| Diente N° | Pared Fracturada | Fractura Radicular |
|------------------|-------------------------|---------------------------|
| 13 | Proximal | No |
| 6 | Proximal | No |
| 5 | Proximal | No |
| 20 | Proximal | No |
| 1 | Proximal | Oblicua 1/3 cervical |
| 24 | Proximal | No |
| 23 | Proximal | No |
| 22 | Proximal | No |
| 27 | Proximal y Cara Libre | Oblicua 1/3 cervical |
| 29 | Proximal | No |

Grupo D: Ausencia de la Pared Distal**Tabla 13: Tipo y ubicación de las fracturas ocurridas en los dientes del grupo D.**

| Diente N° | Pared Fracturada | Fractura Radicular |
|------------------|-------------------------|---------------------------|
| 12 | Proximal y Cara Libre | Oblicua 1/3 cervical |
| 16 | Proximal y Cara Libre | Oblicua 1/3 medio |
| 2 | Cara Libre | No |
| 9 | Proximal | Oblicua 1/3 cervical |
| 17 | Proximal | No |
| 32 | Proximal | No |
| 41 | Cara Libre | No |
| 39 | Proximal y Cara Libre | No |
| 36 | Proximal y Cara Libre | Oblicua 1/3 cervical |
| 30 | Proximal | No |

Grupo de Control: Con 4 Paredes Remanentes

Tabla 14: Tipo y ubicación de las fracturas ocurridas en los dientes del grupo de Control.

| Diente N° | Pared Fracturada | Fractura Radicular |
|-----------|------------------|----------------------------|
| 50 | Proximal | No |
| 42 | Cara Libre | Oblicua 1/3 cervical |
| 47 | Proximal | Horizontal 1/3 cervical |
| 45 | Proximal | Oblicua 1/3 cervical |
| 21 | Cara Libre | Oblicua 1/3 cervical |
| 46 | Proximal | Oblicua 1/3 cervical |
| 43 | Cara Libre | No |
| 49 | Proximal | No |
| 44 | Proximal | No |
| 48 | Proximal | Oblicua 1/3 cervical |

De un total de 50 fracturas, 21 correspondieron a fracturas radiculares, lo que corresponde a un 42% del total. El resto de los dientes sufrieron solo facturas de muñón.

De las 21 fracturas radiculares, solo 1 fue de tipo horizontal y las 20 restantes fueron fracturas oblicuas. Solo 2 de las 21 fracturas radiculares ocurrieron en el tercio medio de la raíz y el resto ocurrió en el tercio cervical.

9. Análisis Estadístico de los resultados

El análisis de los resultados obtenidos se realizó con el programa STATA 12. El nivel de significancia fue establecido en p menor a 0,05.

Los datos estadísticos descriptivos obtenidos de los valores de carga de compresión en Newton de todos los grupos se presentan en la Tabla 15.

Tabla 15: Datos estadísticos descriptivos de los valores de carga de compresión en Newton.

| N | Media | Desviación Estándar | Mínimo | Máximo |
|----|--------|---------------------|--------|--------|
| 50 | 358.22 | 137.32 | 104.35 | 723.41 |

El Gráfico 1 muestra un Gráfico de Cajas, en donde se representan los valores mínimo y máximo de carga de compresión para cada grupo, la media y los cuartiles. Se observa que las medias de los grupos con ausencia de pared palatina (p) y ausencia de pared vestibular (v) no son simétricas en comparación al resto de los grupos. También se puede apreciar que existen valores de fuerza atípicos en los grupos control (none), grupo con ausencia de pared palatina (p) y grupo con ausencia de pared vestibular (v) (Gráfico 1).

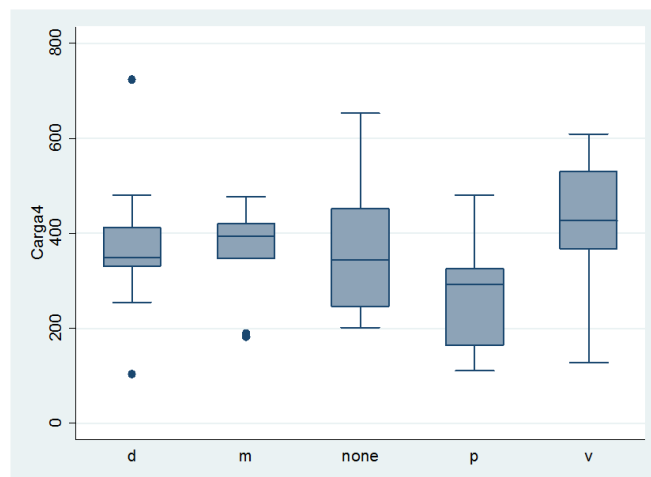


Gráfico 1: p= Grupo A, v= Grupo B, none= Grupo de Control, m= Grupo C, d= Grupo D.

Una vez obtenidos los valores ya mencionados, se realizaron pruebas de normalidad de las mediciones de resistencia a la fractura para cada grupo mediante el test de Shapiro-Wilk para determinar si la muestra aleatoria presentó una distribución normal (Tabla 16).

Tabla 16: Resultados Test Shapiro-Wilk.

| Grupo | N | Valor p |
|---------|----|---------|
| Control | 10 | 0.252 |
| A | 10 | 0.677 |
| B | 10 | 0.362 |
| C | 10 | 0.057 |
| D | 10 | 0.277 |

Debido a que en todos los grupos el valor p es mayor al nivel de significancia de 0,05, los resultados presentaron distribución normal.

Posteriormente, se realizó un análisis de varianza (ANOVA) para comparar los resultados de todos los grupos entre sí (Tabla 17).

Tabla 17: Tabla ANOVA para todos los grupos.

| Fuente | Suma de cuadrados | Grados de libertad | Media de los cuadrados | F | P |
|-----------------|-------------------|--------------------|------------------------|------|--------|
| Modelo | 121903,267 | 4 | 30475,8168 | 1,71 | 0,1645 |
| Paredes | 121903,267 | 4 | 30475,8168 | 1,71 | 0,1645 |
| Residual | 802146,582 | 45 | 17825,4796 | | |
| Total | 924049,849 | 49 | 18858,1602 | | |

Este análisis entregó un valor $p = 0,164$ ($p > 0,05$), lo que significa que no existen diferencias significativas entre todos los grupos.

Luego, al eliminar el Grupo de Control (que establece normalidad de los valores), ANOVA entregó un valor $p= 0,0837$ ($p > 0,05$), lo que también confirma que no existen diferencias significativas en la resistencia a la fractura entre los grupos A, B, C Y D (Tabla 18).

Tabla 18: Tabla ANOVA para los grupos A, B, C y D.

| Fuente | Suma de cuadrados | Grados de libertad | Media de los cuadrados | F | P |
|-----------------|--------------------------|---------------------------|-------------------------------|----------|----------|
| Modelo | 121477,152 | 3 | 40492,3841 | 2,40 | 0,0837 |
| Paredes | 121477,152 | 3 | 40492,3841 | 2,40 | 0,0837 |
| Residual | 606916,335 | 36 | 16858,7871 | | |
| Total | 728393,487 | 39 | 18676,7561 | | |

10. Discusión

La preservación de la estructura dentaria es un factor importante en la restauración exitosa de los dientes tratados endodóticamente. Muchos autores han enfatizado la importancia de la presencia, cantidad y calidad del remanente dentario coronario en el comportamiento biomecánico del diente restaurado y de aplicar un enfoque conservador durante los procesos endodóuticos y rehabilitadores (Dietschi y cols., 2007).

En el presente Estudio se investigó si existían diferencias estadísticamente significativas en la resistencia a la fractura de dientes premolares superiores e inferiores restaurados con sistema perno-muñón de fibro-resina, al comparar preparaciones biológicas con diferente ubicación de una pared dentinaria ausente.

Los resultados mostraron que no existen diferencias estadísticamente significativas en la resistencia a la fractura al comparar dientes con preparaciones biológicas con ausencia de la pared palatina, ausencia de la pared vestibular, ausencia de la pared mesial y ausencia de la pared distal, por lo tanto, la hipótesis fue rechazada.

Esto es consistente con un estudio realizado previamente (Dikbas y cols., 2007) en el que se evaluó la resistencia a la fractura de dientes tratados endodóticamente restaurados con pernos preformados y con diferentes paredes ausentes en sus preparaciones. En aquel estudio se concluyó que tener diseños diferentes en las preparaciones biológicas no tiene influencia en la resistencia a la fractura de éstos dientes. Sin embargo, se debe señalar que las pruebas biomecánicas se efectuaron con previa colocación de una prótesis fija periférica completa de metal cementada con fosfato de zinc para simular de manera más precisa las condiciones clínicas.

En otro estudio *in vitro* (Arunpraditkul y cols., 2009), en el que se comparó la resistencia a la fractura de dientes tratados endodóticamente con 4 paredes remanentes y 3 paredes remanentes con diferente ubicación de una pared coronal ausente, se encontró que el sitio de la pared ausente no afectaba la resistencia de los dientes tratados endodóticamente restaurados con sistema perno-muñón

colado de metal. En este estudio, al igual que en el mencionado anteriormente, también se realizaron prótesis fijas periféricas completas cementadas sobre las preparaciones biológicas.

En el presente Estudio la resistencia a la fractura de los premolares varía entre 104,35 N a 723,41 N, con una media de 358,22 N, rango que es comparable con un estudio previo in vitro, en que la resistencia a la fractura de premolares variaba entre 172 N y 782 N, con una media de 458,8 N (Ng CC y cols., 2006).

Los valores anteriormente mencionados son importantes ya que en pacientes con dentadura completa, se han informado valores de fuerzas oclusales muy variadas, las cuales van desde los 150 a los 400 N. Fontijn-Tekamp y cols. (Fontijn-Tekamp y cols., 1998), determinaron que la fuerza ejercida en la región molar, por varones completamente dentados se encontraba entre 80 a 200 N y Mericcske-Stern y cols. (Mericcske-Stern y cols., 1995) concluyeron que la carga oclusal máxima era ejercida a nivel de los segundos premolares y promediaba 450 N. Todos estos estudios fueron realizados a boca cerrada (sin aumentar la dimensión vertical).

En un estudio donde se evaluaba la influencia del bruxismo en la máxima fuerza de mordida de hombres y mujeres (Calderon Pdos y cols., 2006) se encontraron valores de entre 165 N y 834 N en pacientes no bruxómanos, y entre 108 N y 999N en pacientes bruxómanos. Esto es relevante, ya que es en parafunción donde mayormente se pueden ejercer fuerzas de tipo lateral sobre los dientes premolares, lo que al ser concordante con los valores de fractura obtenidos, podría eventualmente provocar la fractura del muñón dentario, sin importar la ubicación de la pared dentinaria ausente.

Cabe destacar que existen variadas técnicas usadas para realizar pruebas de resistencia a la fractura de dientes tratados endodóticamente. La más usada es la de aplicación de una carga compresiva estática en una máquina de ensayos universales de materiales hasta que ocurra la fractura. Debido a su eficacia, bajo costo, y que no requiere mucho tiempo, la técnica de carga estática es usada frecuentemente ya que simula las condiciones clínicas de carga de una manera simple. Sin embargo, este método no considera otros factores que influyen la

sobrevida de los materiales dentales, tales como fatiga por estrés o envejecimiento. Por lo tanto, podría no replicar los patrones de fractura que ocurren clínicamente. Existen otras técnicas usadas para realizar pruebas de resistencia que utilizan cargas dinámicas, en las que se simula la masticación y se encuentran más cerca de simular condiciones clínicas, ya que el proceso que lleva al fracaso de una restauración es causado por la aplicación repetitiva de estrés durante la masticación. Aun así, in vivo, existen factores adicionales relevantes que no pueden ser simulados en las técnicas de carga dinámica, como por ejemplo, cambios en la dirección de las fuerzas durante la masticación.

Las diferencias que existen entre las distintas técnicas usadas para realizar pruebas de fuerza dificultan la comparación entre estudios de similar naturaleza.

Un método de prueba ideal debería no solo imitar los mecanismos de carga naturales, sino también producir tipos de fracturas similares a las que ocurren en la boca. Un diseño estándar de prueba de resistencia a la fractura disminuiría sesgos metodológicos que pudieran causar resultados contradictorios (Zhou y Wang, 2013).

El ángulo de aplicación de la carga usado en este Estudio imitó las fuerzas laterales aplicadas en premolares en movimientos parafuncionales de la mandíbula. Las fuerzas laterales contribuyen a un mayor daño a los dientes que las fuerzas axiales (Arunpraditkul y cols., 2009).

En este Estudio, la muestra se estandarizó de acuerdo al volumen dentario y a la longitud radicular de los dientes. Además, los dientes fueron distribuidos de forma aleatoria en los grupos de estudio. Sin embargo, no es posible alcanzar una uniformidad exacta entre éstos. Aunque la muestra fue elegida considerando dientes con similitud anatómica en su morfofología, existen múltiples factores a considerar que varían entre los dientes, como por ejemplo: condiciones previas a su extracción, estado de la pulpa previo a su extracción y edad del diente. La edad del diente es particularmente importante ya que afecta las propiedades mecánicas de éste. A mayor edad (≥ 55 años), existe una menor resistencia a la fractura que en dientes más jóvenes (≤ 25 años) (Yahyazadehfar y cols., 2016).

Sin embargo, a pesar de la imposibilidad de obtener solo muestras de la misma edad, el uso de dientes humanos es el método más confiable para realizar estudios de prueba de resistencia a la fractura y ha sido utilizado por varios autores que han realizado investigaciones de similar naturaleza. Schmitter y cols. usaron dientes naturales para evaluar la resistencia a la fractura de éstos al ser restaurados con pernos de fibro-resina, evaluando el efecto de la longitud del perno, su localización en la arcada, pre-tratamiento de éste y su cementación en la resistencia de los pernos (Schmitter y cols., 2010). Ambica y cols. usaron dientes humanos extraídos para comparar la resistencia a la fractura de dientes tratados endodónticamente al ser restaurados con diferentes tipos de pernos preformados (Ambica y cols., 2013).

En este Estudio se utilizó una muestra pequeña debido a la dificultad de la recolección de dientes humanos sanos. Se usaron premolares superiores e inferiores debido a que son más fáciles de obtener que los dientes anteriores.

Con respecto a las fracturas que se produjeron en los dientes, solo un 42% correspondió a fracturas radiculares. De las fracturas radiculares, solo 1 fue de tipo horizontal y solo 2 ocurrieron en el tercio medio de la raíz, el resto fueron fracturas oblicuas y en el tercio cervical de la raíz. Lo último está en concordancia con estudios anteriores (Dietschi y cols., 2008) acerca de las restauraciones de dientes tratados endodónticamente restaurados con pernos preformados de fibro-resina, en que las fracturas que se pueden producir en estos dientes tienden a ser fracturas reparables, es decir fracturas en el tercio cervical de la raíz o fracturas del muñón. Esto se puede explicar por el módulo de elasticidad que poseen estos pernos (parecido a la dentina) y también por la capa de cemento que existe entre el perno y las paredes dentinarias del canal radicular, que puede actuar absorbiendo el estrés cuando el diente es sometido a fuerza oclusal.

Existen limitaciones en el diseño de este Estudio, como el tamaño de la muestra que fue pequeña y la técnica usada para realizar las pruebas de fuerza. Además, los resultados son aplicables a situaciones que pueden ocurrir en el sector posterior y para este tipo de dientes.

Futuras investigaciones deberían incorporar pruebas de resistencia a la fractura de carga dinámica, considerar un mayor tamaño de la muestra, considerar el uso de prótesis fijas periféricas completas sobre la preparación biológica de manera de simular las condiciones clínicas que presentan los dientes restaurados en boca y generar un efecto férula para evaluar la influencia de éste en dientes tallados con ausencia de diferentes paredes dentinarias.

11. Conclusiones

- No existen diferencias estadísticamente significativas en la resistencia a la fractura de dientes premolares tratados endodónticamente al realizar preparaciones biológicas para prótesis fija con diferente ubicación de una pared dentinaria ausente.
- Las fracturas más prevalentes en los dientes estudiados son fracturas de muñón o fracturas radiculares oblicuas en el tercio cervical de la raíz.

12. Referencias bibliográficas

- 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.
- Ambica K, Mahendran K, Talwar S, 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 Jan;39(1):96-100.
- Arunpraditkul S, Saengsanon S, Pakviwat W. Fracture resistance of endodontically treated teeth: three walls versus four walls of remaining coronal tooth structure. *J Prosthodont.* 2009 Jan;18(1):49-53.
- Calderon Pdos S, Kogawa EM, Lauris JR, Conti PC. The influence of gender and bruxism on the human maximum bite force. *J Appl Oral Sci.* 2006 Dec;14(6):448-53
- Chieruzzi M, Pagano S, Pennacchi M, Compressive and flexural behaviour of fibre reinforced endodontic posts. *J Dent.* 2012 Nov;40(11):968-78
- Chirag Mehta y Tamara Swedberg. Team Maker. <http://chir.ag/projects/team-maker/> (01/2016).
- Christensen GJ Post concepts are changing. *J Am Dent Assoc.* 2004 Sep;135(9):1308-10.
- Del Valle A. Sol Cristina. Normas de Bioseguridad en el consultorio Odontológico. *Acta odontol. venez.* 2002; 40(2): 213-216
- Dietschi D, Duc O, Krejci I, Sadan A. Biomechanical considerations for the restoration of endodontically treated teeth: a systematic review of the literature--Part 1. Composition and micro- and macrostructure alterations. *Quintessence Int.* 2007 Oct;38(9):733-43
- Dietschi D, Duc O, Krejci I, Sadan A. Biomechanical considerations for the restoration of endodontically treated teeth: a systematic review of the literature, Part II (Evaluation of fatigue behavior, interfaces, and in vivo studies). *Quintessence Int.* 2008 Feb;39(2):117-29

- Dikbas I, Tanalp J, Ozel E, Koksal T, Ersoy M. Evaluation of the effect of different ferrule designs on the fracture resistance of endodontically treated maxillary central incisors incorporating fiber posts, composite cores and crown restorations. *J Contemp Dent Pract.* 2007 Nov 1;8(7):62-9.
- Ferrari M, Vichi A, García-Godoy F. Clinical evaluation of fiber-reinforced epoxy resin posts and cast post and cores. *Am J Dent.* 2000 May;13(Spec No):15B-18B
- Fontijn-Tekamp FA, Slagter AP, van't Hof MA, Geertman ME, Kalk W. Bite forces with mandibular implant-retained overdentures. *J Dent Res.* 1998 Oct;77(10):1832-9.
- Frugone R, Angulo M, Doñas P. Atlas y manual práctico de preclínico para prótesis fija. Editorial Texidó, 2002, primera edición, 128 páginas. Pág. 32-33, 58. Cap 2.
- Goracci C, Ferrari M. Current perspectives on post systems: a literature review. *Aust Dent J.* 2011 Jun;56 Suppl 1:77-83.
- Maccari PC, Cosme DC, Oshima HM. Fracture strength of endodontically treated teeth with flared root canals and restored with different post systems. *J Esthet Restor Dent.* 2007;19(1):30-6; discussion 37.
- Mallmann A, Jacques LB, Valandro LF, Muench A. Microtensile bond strength of photoactivated and autopolymerized adhesive systems to root dentin using translucent and opaque fiber-reinforced composite posts. *J Prosthet Dent.* 2007 Mar;97(3):165-72.
- 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.
- Marchionatti AM, Wandscher VF, Broch J. Influence of periodontal ligament simulation on bond strength and fracture resistance of roots restored with fiber posts. *J Appl Oral Sci.* 2014 Sep-Oct;22(5):450-8.

- Mericske-Stern R¹, Assal P, Mericske E, Bürgin W. Occlusal force and oral tactile sensibility measured in partially edentulous patients with ITI implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1995 May-Jun;10(3):345-53.
- Monticelli F, Ferrari M, Toledano M. Cement system and surface treatment selection for fiber post luting. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2008 Mar 1;13(3):E214-21.
- Ng CC, Dumbrigue HB, Al-Bayat MI, Griggs JA, Wakefield CW. Influence of remaining coronal tooth structure location on the fracture resistance of restored endodontically treated anterior teeth *J Prosthet Dent.* 2006 Apr;95(4):290-6
- Ng CC, Dumbrigue HB, Al-Bayat MI, Griggs JA, Wakefield CW. Influence of remaining coronal tooth structure location on the fracture resistance of restored endodontically treated anterior teeth *J Prosthet Dent.* 2006 Apr;95(4):290-6
- 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 Sep;39(8):e183-7.
- Núñez Pérez Bernardo Manuel, Peguero Morejón Hilda Aleida. La prótesis dental en la literatura. *Rev haban cienc méd.* 2012;11(4)546-555.
- Perdigao J, Geraldeli S, Lee IK. Push-out bond strength of tooth-colored posts bonded with different adhesive systems. *Am J Dent* 2004;17:422-6
- 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
- Salem-Milani A, Zand V, Asghari-Jafarabadi M, Zakeri-Milani P, Banifateme A. The effect of protocol for disinfection of extracted teeth recommended by center for disease control (CDC) on microhardness of enamel and dentin. *J Clin Exp Dent.* 2015 Dec 1;7(5):e552-6.

- Schmitter M, Lippenberger S, Rues S, Gilde H, Rammelsberg P. Fracture resistance of incisor teeth restored using fibre-reinforced posts and threaded metal posts: effect of postlength, location, pre-treatment and cementation of the final restoration. *Int Endod J*. 2010 May;43(5):436-42
- Shillingburg, Herbert T. *Fundamentos esenciales en Prótesis fija*. Tercera edición. Ed. Quintessence 2002.
- Stankiewicz NR, Wilson PR. The ferrule effect: a literature review. *Int Endod J* 2002;35:575-81
- The glossary of prosthodontic terms. *J Prosthet Dent*. 2005 Jul;94(1):10-92.
- Theodosopoulou JN, Chochlidakis KM. A systematic review of dowel (post) and core materials and systems. *J Prosthodont*. 2009 Aug;18(6):464-72
- Trushkowsky RD. Esthetic and functional consideration in restoring endodontically treated teeth. *Dent Clin North Am*. 2011 Apr;55(2):403-10.
- Yahyazadehfar M, Zhang D, Arola D. On the importance of aging to the crack growth resistance of human enamel. *Acta Biomater*. 2016 Mar 1;32:264-74.
- 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.

13. Anexos

Anexo 1

Documento de Consentimiento para la Donación de Dientes Humanos
Estudio “Comparación In Vitro de la resistencia a la fractura de sistemas
perno-muñón de fibro-resina entre dientes con preparaciones biológicas con
diferente ubicación de una pared dentinaria ausente.”

Investigadores

- Prof. Dr. Mario Angulo
- Prof. Dra. Mónica Ricart
- Dr. Claudio Méndez B
- Dr. Ricardo Cortés
- Alumna Constanza Molina del Río

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 In Vitro de la resistencia a la fractura de sistemas perno-muñón de fibro-resina entre dientes con preparaciones biológicas con diferente ubicación de una pared dentinaria ausente”**. 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 dentaria, 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 In Vitro de la resistencia a la fractura de sistemas perno-muñón de fibro-resina entre dientes con preparaciones biológicas con diferente ubicación de una pared dentinaria ausente”** y entiendo que puedo 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 2

Protocolo de fijación de los dientes:

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 médico
Morfofisiopatología y Citodiagnóstico
Servicio Anatomía Patológica
Facultad de Odontología
Universidad de Chile

Anexo 3

Funcionamiento máquina Instron® modelo 3369

La máquina incluye un software Serie IX/s (Instron Bluehill Lite software), diseñado para realizar pruebas de aplicación de carga estática. Viene integrado en éste y proporciona un control automático de los test, recolección de datos, análisis de datos y además una función de generación de informes para los distintos ensayos. Para realizar la prueba se seleccionó un método de ensayo de una lista que incluye numerosos métodos estandarizados. En este caso se utilizaron ensayos de compresión.

Después del ensayo, el software calculó los resultados según el método que se seleccionó, entregando datos de fluencia y carga máxima. Esto debe ser programado previamente.

Los parámetros programados fueron: realizar fuerza de compresión con una velocidad de 5 mm/min.

La máquina fue operada por la Carolina Ancavil Del Pino, encargada de laboratorio del Departamento de Ciencias de los Materiales de la Facultad de Ciencias Físicas y Matemáticas de la Universidad de Chile.