COMPARACIÓN DE LA RESISTENCIA DE UNIÓN DE POSTES DE FIBRA DE VIDRIO CEMENTADOS BAJO DIFERENTES PROTOCOLOS DE POLIMERIZACION Y COMPATIBILIDAD

Trabajo de Investigación

Requisito para optar al

Título de Cirujano Dentista

Alumnos: Daniella Ahumada Del Mauro
Freddy Alcafuz Gómez
Giancarlo Andreoli Ulloa
Gianina Milesi García

Docente Guía: Prof. Dr. Miguel Muñoz Pérez
Cátedra de Operatoria Dental

Valparaíso – Chile
2017

COMPARACIÓN DE LA RESISTENCIA DE UNIÓN DE POSTES DE FIBRA DE VIDRIO CEMENTADOS BAJO DIFERENTES PROTOCOLOS DE POLIMERIZACION Y COMPATIBILIDAD

Trabajo de Investigación

Requisito para optar al

Título de Cirujano Dentista

Alumnos: Daniella Ahumada Del Mauro
Freddy Alcafuz Gómez
Giancarlo Andreoli Ulloa
Gianina Milesi García

Docente Guía: Prof. Dr. Miguel Muñoz Pérez
Cátedra de Operatoria Dental

Valparaíso – Chile
2017

Dedicamos de manera especial este trabajo a nuestras familias, pues ellas son el principal cimiento para la construcción de nuestra futura vida profesional. Gracias por su abnegada labor y permanente apoyo.
Sentaron en nosotros las bases de responsabilidad y deseos de superación, esto es para ustedes.

AGRADECIMIENTOS

Queremos agradecer a cada una de las personas que permitieron el desarrollo de esta investigación, etapa culmine de nuestra formación profesional.

A nuestro docente guía, Prof. Dr. Miguel Muñoz Pérez, por confiar en nosotros, por brindarnos su constante apoyo, por su dedicación y amor a la investigación. Por el cariño y por enseñarnos a perseverar.

A la Dra. Issis Luque-Martinez, por su completa disposición para ayudarnos, por brindarnos su conocimiento y paciencia.

A nuestra colaboradora investigadora extranjera, Dra. Anna Luiza Szesz, quien nos brindó sus conocimientos y nos facilitó material intelectual para nuestro trabajo de investigación.

A todos aquellos que estuvieron día a día en nuestra etapa de formación en la Universidad, amigos y funcionarios.

Quiero agradecer en primer lugar a mi familia, es especial a mis padres, Alfonso y Claudia, a mis hermanos Diego y Tomás y a mi abuela Yeyita, por su apoyo y amor incondicional, por brindarme las herramientas necesarias y ser parte fundamental de este proceso. Gracias por ser parte de mi felicidad y acompañarme en cada paso, por darme una palabra de aliento cada vez que lo necesité y por compartir conmigo todos los momentos. Gracias a Mattias por tu amor, por ser quien estuvo ahí en cada momento, en las buenas y en las malas, por ser mi apoyo fundamental y por haber vivido juntos esta experiencia. Gracias a la familia González Reyes y Álvarez González por ser quienes me acogieron en la Quinta región, y me apoyaron en todo lo que pudieron y me brindaron todo su cariño, en especial al Tío René y a la Tía Lorena. También quisiera agradecer a mis amigos, quienes brindaron alegría y buenas experiencias a esta etapa, a todos los docentes quienes dedicaron su tiempo y paciencia para enseñarnos a ser mejores profesionales y personas y que marcaron mi vida universitaria y a todos los funcionarios quienes nos brindaron una sonrisa cada día. Por último y no menos importante gracias a mis compañeros de tesis, no fue fácil, pero lo logramos. Gracias a todos ustedes por permitirme ser parte de sus vidas.

Daniella

En primer lugar, agradezco enormemente el apoyo, la paciencia y entrega de los Prof. Dres. Miguel Muñoz e Issis Luque. Por poner a disposición su vasto conocimiento, y comprensión en los momentos más difíciles. Sin ellos, esta investigación no habría sido posible. En segundo lugar, y no por ello menos importante, agradezco a mi familia, amigos y personas especiales que forman parte de mi vida, quienes suponen el principal cimiento de mi desarrollo, testigos directos de estos arduos años de Universidad y pilar fundamental en este largo camino. Este logro es en gran parte gracias a Uds.; he logrado concluir una etapa que en un principio parecía tarea titánica e interminable. En tercer lugar, agradezco a las personas que hacen de esta Universidad un lugar más ameno y un verdadero segundo hogar: a funcionarios, bibliotecarios, secretarias y auxiliares dentales. Gracias por las cosas simples y fundamentales de la vida, las risas, el cariño, la buena voluntad, humildad y motivación que siempre entregaron. Y por último, a mis compañeros de tesis, fue un proceso largo y no exento de complicaciones, agradezco su paciencia, entrega y motivación. Sé que tuve el privilegio de trabajar con excelentes personas y grandísimos profesionales.

Freddy

A mis padres Silvano y Erika, y a mi abuela Oritia, por su apoyo y contención incondicionales durante todos estos años. Por enseñarme que la perseverancia es la clave del éxito. Sin ustedes nada de esto hubiese sido posible. A excelentes personas que, con su apoyo, buena disposición, vocación y en algunos casos amistad hicieron mi paso por la Universidad más grato, docentes y funcionarios: Dra. Patricia Nazar, Dra. Gloria Cataldo, Dr. Sergio Rivera, Dra. Sabina Hernández, Dr. Miguel Muñoz, Dra. Daniela Quintas, Dra. María José Lorca, Humberto Soza, Camila Garrido, Gloria Carrasco y Patricia Contreras. A la familia Alcafuz – Gómez, por ser mi segunda familia. A mis amigos, porque sin ustedes seguramente el estrés me hubiese consumido. A mis compañeros de tesis, por su infinita paciencia.

A todos ustedes, infinitas gracias. Las palabras no alcanzan para describir lo agradecido que estoy. Pero si hay algo de lo que puedo dar fe, es que nunca olvidaré lo que me costó llegar aquí y quienes estuvieron conmigo durante este período. Gracias totales

Giancarlo

Quiero agradecer mis padres los cuales fueron un pilar importante en mi formación y gracias a ellos soy la persona que hoy finaliza este ciclo, dar las gracias por su apoyo incondicional durante este proceso de formación profesional. Agradecer a mis hermanos por su paciencia y compresión en los momentos más críticos en los cuales necesite aliento de su parte. A mis nonnas, por siempre brindar una mano en los momentos que más complicada estaba con los tiempos. A mis amigos, tanto los que se formaron en estos años en la universidad como los que han estado desde siempre, que me acompañaron durante todos estos años tanto dentro como fuera del ámbito universitario, en donde nos alentábamos mutuamente a seguir adelante y que no me cabe duda que seguiremos así por siempre. A mis docentes que transmitieron sus conocimientos y siempre estuvieron presentes ante las adversidades que se pudieran presentar. Y, por último, pero no menos importante, a mis fieles compañeras de vida, Bella, Toña y Lya, quienes siempre me sacan una sonrisa y alegran en los momentos más difíciles

Gianina

ÍNDICE

Introducción..... 1

Marco Teórico: 4

1. CONSIDERACIONES BIOLÓGICAS SOBRE EL COMPLEJO DENTINA-RAÍZ DEL DIENTE TRATADO ENDODÓNTICAMENTE: 4

1.1 **ALTERNATIVAS POST TRATAMIENTO ENDODÓNTICO**..... 5

2. POSTES..... 5

2.1 **INDICACIONES DE UN POSTE EN GENERAL** 6

2.1.1 CLASIFICACIÓN..... 6

2.1.2 SEGÚN EL MÓDULO DE ELÁSTICIDAD 6

2.1.3 SEGÚN EL MODO DE CONFECCIÓN 7

2.1.4 SEGÚN FORMATO 7

2.1.5 SEGÚN COMPOSICIÓN..... 7

2.2 **CONSIDERACIONES EN EL DISEÑO DEL POSTE**..... 7

2.3 **CONSIDERACIONES PARA LA SELECCIÓN DEL MATERIAL DE RESTAURACIÓN** 8

2.4 **POSTES PREFORMADOS DE FIBRA DE VIDRIO**..... 10

2.4.1 VENTAJAS DE LOS POSTES DE FIBRA DE VIDRIO..... 11

2.4.2 FALLAS Y DESVENTAJAS DE LOS POSTES DE FIBRA DE VIDRIO 11

3. ESTRATEGIAS ADHESIVAS 13

3.1 **ESTRATEGIA CONVENCIONAL O ETCH-AND-RINSE (GRABADO-Y-LAVADO)**..... 13

3.1.1 DESEMPEÑO CLÍNICO DE LOS SISTEMAS ADHESIVOS CONVENCIONALES 13

3.2 **ESTRATEGIAS AUTOGRABANTES (SELF-ETCH)**..... 13

3.2.1 UNIÓN A DENTINA CON SISTEMAS ADHESIVOS AUTOGRABANTES . 14

3.2.2 DESEMPEÑO CLÍNICO DE LOS SISTEMAS ADHESIVOS ALL-IN-ONE.. 14

4. CEMENTACIÓN 14

4.1 **Clasificación de los cementos:** 15

4.1.1 Cementación adhesiva..... 15

5. IMPORTANCIA DE LA POLIMERIZACIÓN DE BIOMATERIALES DENTALES..... 17

6. **PROBLEMAS DE COMPATIBILIDAD ENTRE SISTEMAS ADHESIVOS Y CEMENTOS DE RESINA**. 18

7. PROTOCOLO 19

7.1 **PROTOCOLO CLÍNICO DE RESTAURACIÓN DE DIENTES TRATADOS ENDODÓNTICAMENTE UTILIZANDO POSTE INTRARRADICULAR DIRECTO DE FIBRA DE VIDRIO:** 19

HIPÓTESIS 21

OBJETIVOS 21

1. Objetivo general 21

2. Objetivos específicos 21

MATERIALES Y MÉTODOS 22

1. Metodología de trabajo 26

1.1 **Variables:** 26

1.2 **Calibración** 26

1.3 **Problemas** ..... **Error! Bookmark not defined.**

Resultados: 27

Discusión 30

Conclusiones 35

Sugerencias 36

Resumen 37

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS 38

ANEXOS 46

Introducción

Los postes de fibra (PF) son utilizados de forma frecuente para contribuir en la retención y soporte de restauraciones coronales, además son considerados como una opción práctica y económica en la restauración de dientes tratados endodónticamente que han sufrido una gran pérdida de tejido duro [1]. Usualmente son cementados con cementos de resina (CR) debido a que promueven un aumento en la retención, en comparación con los cementos convencionales tales como los fosfatos de zinc[2]. Sin embargo, la técnica de los CR es bastante sensible y se debe seguir el protocolo indicado por los fabricantes con el fin de lograr una restauración exitosa[3]. La retención del PF depende de varios factores, tales como la resistencia de unión (RU) entre el PF-cemento de resina y entre cemento de resina-dentina radicular (+). Estudios han indicado que el punto débil en los PF es la unión en la interfase cemento-dentina[4], además el tipo de poste, el diámetro y el espesor del cemento también se consideran algunos de los factores que pueden afectar la retención de este[2]. Debido a las diversas morfologías dentinarias en distintas áreas del conducto radicular, la calidad de la unión es diferente en las regiones coronales, media y apical[5]. Por otro lado, con el fin de obtener una unión óptima en la interfase, el adhesivo y la resina deben polimerizarse de forma efectiva, existen distintos sistemas adhesivos que pueden utilizarse en la cementación de PF, incluyendo sistemas de fotocurado, autocurado o de curado dual[6], sin embargo, debido a que se presenta una dificultad en transmitir la luz a la región apical se recomienda el uso de cementos de curado dual puesto que sus resultados son más aceptables y permiten una mejor unión en comparación con los sistemas de fotocurado[5]. Sin embargo, debe considerarse la presencia de monómeros ácidos en los sistemas adhesivos (principalmente adhesivos simplificados: Etch & Rinse (ER) y Self-etch(SE)), ya que se ha comprobado que interfieren en la reacción de la amina terciaria, lo que tiene directa consecuencia en el curado químico de la resina dual e induce a la incompatibilidad entre estos y la reducción en la resistencia de unión[7–9]. Se ha investigado en otros ámbitos de la odontología restauradora el tipo de polimerización utilizado para los agentes cementantes y la compatibilidad entre los materiales de cementación y de adhesión, sin embargo, esta no se ha visto relacionado con la cementación de PF, ni tampoco se ha considerado el uso de distintas marcas con y sin activación.

El protocolo convencional de cementación, incluye el sistema de adhesión de 3 pasos, grabado ácido, primer y adhesivo, seguido de un cemento de resina convencional. Se ha visto que este sistema alcanza los mayores valores de resistencia de unión[10]. Está unión superior a los demás protocolos, puede ser atribuida a la hibridización óptima de la dentina y a la formación de una capa híbrida. El adhesivo infiltra las fibras de colágeno formando así un biocompuesto[11], por lo que la matriz de resina es reforzada por estas fibras. Es por esto que este protocolo de adhesión ha alcanzado de forma consistente altos valores de resistencia de unión en estudios in vitro[12]. Sin embargo, en la práctica clínica técnicas con muchos pasos son consideradas más sensibles y propensas al error.

Basado en los resultados de un estudio realizado en Brasil el año 2016[13], la hibridización de la dentina con diferentes sistemas adhesivos, muestran distintos

comportamientos según los agentes de cementación y las técnicas utilizadas. La diferencia en las puntuaciones obtenidas por estos sistemas en el estudio, refuerza la tesis que la resistencia de unión no es el único criterio para un proceso de unión exitosa, esto puede atribuirse más bien a la calidad superior de la interfaz adhesiva, así como a una relación ideal entre el grosor del adhesivo y la resistencia de adhesión[13]. Si bien este estudio considera factores como el sistema adhesivo y el cemento con sus respectivas técnicas de aplicación, no considera la variable de activación de los sistemas, ni tampoco la compatibilidad existente entre distintas marcas.

La resistencia de unión real en la interfase poste-cemento-dentina radicular se ve afectada por los procedimientos de restauración que se utilizan, tales como el grado de hidratación de la dentina del conducto radicular, el agente acondicionador, el cemento y el diseño de la cavidad del conducto radicular[14-15], esto último es determinante a la hora de cementar un PF. Si bien se han realizado estudios en relación a la cementación de estos, no se han utilizado con protocolos que involucran la utilización simultánea de distintas marcas de agente cementante y adhesivo, evaluando también el efecto potencialmente positivo del uso del adhesivo con su activador, el cual le otorgará la capacidad de polimerizarse de forma dual, permitiendo así una polimerización más completa.

Otros estudios han investigado acerca de la resistencia de unión del cemento a la dentina en relación a los tercios del diente, estos estudios usaron test traccionales en donde se observó que la resistencia de unión disminuyó en dirección apical, y puede deberse a varios factores, incluyendo las numerosas variables involucradas, como la técnica utilizada, el control de humedad, evaporación del solvente, presencia de agentes químicos de limpieza restantes, alcance de la luz dentro del conducto radicular por la incapacidad de los cementos duales de alcanzar un grado similar de conversión, el factor C, entre otros[16],[17]

Según la literatura, se sabe que la mejor opción para cementar los PF son los cementos de curado dual, que además de tener las ventajas de un fotocurado, también contiene un iniciador químico para las zonas más profundas en donde es difícil lograr un acceso para la luz[18]. Sin embargo, se ha visto que estos tipos de sistemas tienen la complejidad de poseer múltiples pasos y la técnica es muy sensible, por lo que pueden causar asentamientos incompletos del poste, microinfiltración y des-cementación[18].

Debido a todos los antecedentes encontrados en la literatura, enfocamos el propósito de este estudio experimental in vitro en evaluar la resistencia de unión (MPa) de los PF a la dentina intrarradicular, al ser cementados con distintos cementos de resina de curado dual en presencia/ausencia de activador y sus adhesivos respectivos, y evaluar la diferencia en la resistencia de unión al intercambiar dichos componentes con cementos de otros fabricantes, mediante el uso de prueba PS. El fin de esto es ver si la resistencia de unión de PF cementados con diferentes tipos de polimerización (dual o fotopolimerización) adhesivo/cemento no presenta diferencias. Por otro lado se busca también ver si la resistencia de unión de postes de fibra cementados bajo diferentes protocolos de compatibilidad entre agentes cementantes y sistemas

adhesivos de distintos fabricantes no presentan diferencias con la cementación realizada mediante el uso de agentes cementantes y sistemas adhesivos del mismo fabricante.

Preguntas de Investigación:

1. ¿Existen diferencias en los valores de resistencia de unión (MPa) de postes de fibra cementados con diferentes estrategias adhesivas (Self-etch, Etch-and-Rinse), tipos de polimerización Dual y fotopolimerización) y compatibilidades adhesivo/cemento respecto a los tres tercios (cervical, medio, apical) de dentina radicular?

Marco Teórico:

1. CONSIDERACIONES BIOLÓGICAS SOBRE EL COMPLEJO DENTINA-RAÍZ DEL DIENTE TRATADO ENDODÓNTICAMENTE:

A lo largo del tiempo, diversos estudios han afirmado que todo diente tratado endodónticamente es más frágil y presenta un riesgo mayor de fractura que un diente vital[19,20]. El conocimiento más actualizado nos indica que la pérdida de tejido pulpar determina una deshidratación que no supera el 10% y no representa un riesgo para la resistencia del diente[21]. En conclusión, a varios estudios se dice que la principal causa de la "debilidad" del diente tratado endodónticamente, es la alteración del techo de su cámara pulpar. Este tiene forma de arco y es muy resistente a las presiones y tensiones. Al realizar el acceso endodóntico y suprimir el techo de la cámara pulpar, disminuye considerablemente la resistencia inherente del diente tratado. Este debilitamiento obliga a reforzar el soporte interior y exterior de este[22]. Al ensanchar el conducto eliminamos parte de la sustancia interior del diente y reducimos la dentina radicular. La cantidad de estructura dental que queda tras el tratamiento endodóntico, con o sin preparación de espacio para un poste, tiene una gran importancia para su integridad estructural[22]. Según Gutmann et al, en el año 1992, los principales aspectos en relación a las propiedades biológicas del diente tratado endodónticamente son:

1. Pérdida de humedad: a expensas fundamentalmente del compartimento de agua libre de la matriz calcificada.
2. Alteraciones del colágeno: el colágeno tipo I forma la matriz orgánica de la dentina. El tipo de unión de sus moléculas, parece ser un importante determinante de su dureza; se organiza en bandas de subunidades de tropocolágeno, de 60 a 70 nm., lo que se debe a características genéticas e inmunológicas. Los cambios subsecuentes a la pérdida de vitalidad, provocan alteraciones en las uniones moleculares, disminuyendo también la resistencia de la dentina.
3. Modificaciones estructurales: Debido a la presencia habitual de caries u otros procesos que cursan con la consecuente pérdida de sustancia
4. Comportamiento biomecánico peculiar: El diente vital se comporta como un cuerpo de estructura laminar hueca. Dentro de un cierto límite es elástico y, sometido a carga, como sucede durante la función masticatoria, sus cúspides pueden achatarse, su eje acortarse y su diámetro ensancharse. Se comporta como un cuerpo pre estresado y el efecto depende de la magnitud de la fuerza y su incidencia. Este comportamiento de cuerpo pre estresado se pierde de modo crítico cuando se eliminan rebordes marginales o vertientes internas de las cúspides. El diente endodonciado pierde el comportamiento de cuerpo pretensado ya que debe ser horadado para acceder a los conductos radiculares los que además serán ensanchados biomecánicamente.
5. Dureza de la dentina: la dentina del diente endodonciado exhibe menor resistencia a las fuerzas de compresión, tracción y cizallamiento que el diente vital. Resiste una fuerza de compresión promedio de 43x10 3 libras por pulgada cuadrada. El límite proporcional, que mide la resistencia a la tensión es de 7x10 3 libras por

pulgada cuadrada. Es decir, que soporta muy bien la compresión, pero muy mal la tracción.

Estas propiedades afectan de manera directa las características estructurales que presentará el diente tras el tratamiento endodóntico, lo que se refleja e influye directamente en tipo de tratamiento de restauración que éste recibirá posteriormente. Es así como el rehabilitador se enfrenta a diferentes opciones de tratamientos para este tipo de dientes, debiendo elegir el más indicado para que el diente cumpla con su función óptima, ya sea como unidad individual, o como pilar para restauraciones fijas o removibles[22]. Por lo tanto, existen múltiples opciones de tratamiento, las cuales están orientadas a la condición y necesidad propia de cada diente:

1.1 ALTERNATIVAS POST TRATAMIENTO ENDODÓNTICO

En la actualidad las alternativas post endodónticas son:

- Obturación plástica o rígida sin anclaje radicular (generalmente resinas compuestas, directas o indirectas, restauraciones cerámicas, amalgama, incrustaciones y ionómeros de reconstrucción).
- Anclaje colado con restauración periférica total (prótesis fija).
- Anclaje preformado con obturación plástica o rígida parcial, o restauración periférica total (prótesis fija con uso de pernos preformados)[21].

La determinación del uso de alguna de estas alternativas está regida por el diagnóstico clínico-radiográfico, donde se verá influenciado por el remanente dentario y su resistencia. Diversas son las recomendaciones a seguir acerca de cuándo utilizar los tipos de restauraciones ya nombradas, de acuerdo al grado de destrucción que presente el diente.

Un requisito indispensable para la realización de una restauración es el conocimiento de la morfología radicular de todas las piezas dentarias, incluidos lo externo y lo interno, así como el diagnóstico, la técnica endodóntica y los materiales utilizados[21].

2. POSTES

Los postes son elementos utilizados en dientes tratados endodónticamente, los cuales son ubicados dentro del conducto radicular, cuya función principal es dar retención a la futura restauración.

Los sistemas de poste-muñón como tales se han empleado en odontología durante más de 250 años. Comenzaron con Pierre Fauchard en 1728 quien describió el empleo de postes metálicos atornillados en las raíces de los dientes para retener prótesis. En 1740 Claude Hounton publicó su diseño de corona de oro con un poste de oro que se colocaba dentro del conducto radicular. Richmond en 1880 ideó un sistema de espiga intrarradicular unida a un anillo que abraza al resto radicular. Después de varias décadas, este tipo de coronas fueron reemplazadas por postes y núcleos colados confeccionados como entidad aparte de la corona. Esta técnica en dos fases permitía una adaptación marginal superior y no limitaba el trayecto de inserción de la corona;

además, permitía reemplazar restauraciones deterioradas sin tener que retirar el poste[23].

Es así como la existencia y uso de diversas técnicas han llevado a los científicos a tratar de determinar en qué casos se indica el uso de postes. A pesar de que no existen parámetros exactos porque cada caso es distinto, existen ciertos aspectos a considerar.

2.1 INDICACIONES DE UN POSTE EN GENERAL

Los estudios realizados sobre postes para reforzar dientes tratados endodónticamente han sido muy variados. Muchos plantean que el objetivo principal de un poste no es reforzar la estructura dental, sino mantener una restauración en un diente con una gran pérdida de estructura coronal[6]. Se ha demostrado que la resistencia a la Z depende más de la dentina que queda alrededor del poste que del propio poste[22].
Los postes intrarradiculares se indican en dientes tratados endodónticamente en las siguientes situaciones clínicas[24]:

- Dientes anteriores con gran pérdida de estructura dental.
- Dientes con raíces fragilizadas.
- Dientes con amplia pérdida de tejido dental y que son pilares de prótesis fija.
- Dientes con amplia pérdida de tejido dental y que son dientes guía de desoclusión.
- Dientes posteriores con extensa pérdida de tejido dental y con necesidad de anclaje intrarradicular para la retención de la restauración.

Actualmente, existe una amplia gama de postes radiculares, de distintas características y materiales, lo cual permite al odontólogo elegir el más indicado según sus necesidades y las particularidades de cada caso.
De este modo, según Conceicao en el año 2008, podemos clasificarlos de la siguiente forma:

2.1.1 CLASIFICACIÓN

Los postes intrarradiculares se pueden clasificar de acuerdo a los siguientes criterios:

2.1.2 SEGÚN EL MÓDULO DE ELÁSTICIDAD

- **Rígidos**: Alto módulo de elasticidad (cerámicos y metálicos).
- **Flexibles:** Módulo de elasticidad similar al diente (fibras de carbono y vidrio).

2.1.3 SEGÚN EL MODO DE CONFECCIÓN

- **Anatómicos:** exigen una etapa de impresión al conducto con técnicas directa, indirecta o semi-directa. Son los que tienen mejor adaptación al conducto.
- **Prefabricados:** Disponibles en diversos formatos, tamaños y materiales.

2.1.4 SEGÚN FORMATO

- **Cilíndricos:** Mayor retención en el conducto radicular, sin embargo, necesitan un desgaste adicional para su adaptación en la porción más apical de la preparación radicular.
- **Cónicos:** son menos retentivos que los cilíndricos, sin embargo, más anatómicos ya que acompañan la conicidad del conducto radicular y la obturación endodóntica previa. Más conservadores que los anteriores.
- **Doble conicidad:** necesitan menor desgaste para la adaptación y permiten menor grosor de cemento en el tercio cervical de la preparación, lo que confiere mayor retención del poste en el conducto radicular.
- **Accesorios:** son postes cónicos de diámetro fino utilizados en el relleno adicional de conductos muy amplios cuando un solo poste prefabricado no es suficiente para la restauración del espacio intrarradicular.

2.1.5 SEGÚN COMPOSICIÓN

- Metálicos
- Cerámicos
- Fibra de carbono
- Fibra de vidrio
- Otros.

Aunque en la práctica podemos utilizar diferentes tipos de postes o bien prescindir de ellos, para obtener resultados satisfactorios debemos emplear una técnica que se adecúe a las necesidades clínicas de cada caso, especialmente las necesidades del diente y su función en boca [19].

A pesar de que todos los postes son distintos entre ellos en cuanto a su diseño, todos tienen el objetivo común de retener la restauración al diente en tratamiento. Para ello, es necesario que el poste cumpla con ciertas características que aseguren su retención.

2.2 CONSIDERACIONES EN EL DISEÑO DEL POSTE[19]

Existen diversas variables a considerar en la selección del poste, dentro de las cuales se encuentran:

- **Diseño del poste:** El poste debe ser seleccionado por la cantidad de retención que posea. Si la longitud es adecuada, usualmente considerada entre 7 a 8 mm. y la

configuración del canal es normal[19], puede ser seleccionado cualquiera de los postes.

- **Longitud del poste:** El aumento de la longitud del poste resulta en una retención aumentada. Se debe dejar un mínimo de 4 mm de gutapercha en la porción apical para disminuir el riesgo de infiltración[19]. Debe ser generalmente tan largo como sea posible, sin traspasar a la gutapercha remanente o causar la perforación de una raíz curva. Los postes se extenderán hasta esa longitud en todos los dientes excepto los molares, en los cuales se colocaron postes en las raíces primarias y no se extenderán más allá de 7 mm apicales al origen del conducto radicular en la base de la cámara pulpar. La extensión más allá de esta longitud conlleva perforación de la raíz o únicamente zonas muy delgadas de estructura dentaria remanente [25].
- **Diámetro del poste:** El diámetro del poste debe ser tan pequeño como sea posible, mientras conserve la rigidez necesaria; debe sobrepasar un tercio del diámetro de la raíz. Cuando se prepara un conducto radicular para un poste y se aumenta el diámetro a más de un tercio del diámetro de la raíz, el diente se vuelve exponencialmente más débil, cada milímetro de aumento produce un incremento del séxtuplo en el potencial de fractura radicular. Las mediciones óptimas del diámetro del poste son de alrededor de 0.6 mm para incisivos mandibulares y de 1.0 mm para los incisivos maxilares centrales, los caninos maxilares y mandibulares, y la raíz palatina del primer molar maxilar[25].
- **Liberación de presión:** Debido a la presión hidrostática intrarradicular creada durante el cementado del poste, siempre debe proporcionarse un medio para que el cemento escape
- **Superficie rugosa:** Poner rugosa la superficie del poste, ya sea con abrasión con aire o haciendo muescas, aumenta la retención del poste. El mejor momento para preparar el espacio para el poste es apenas concluye la endodoncia. Si es necesario preparar el espacio para el poste más tarde, se puede retirar la gutapercha utilizando un condensador endodóntico caliente, una lima endodóntica o un instrumento giratorio de baja velocidad como la fresa Gates Glidden o las fresas Peeso. Siempre es prudente aislar con dique de goma, ya que de este modo se preserva la asepsia lograda durante el tratamiento endodóntico, la cual es de vital importancia para el buen pronóstico del diente. Además se recomienda usar una sonda periodontal para ir midiendo la profundidad de la eliminación de gutapercha[25]. Considerando las características ideales de los postes hay que tener en cuenta que cada caso clínico es diferente, por lo que la elección del tipo de material va a depender de las condiciones del terreno biológico y de las expectativas del paciente.

2.3 CONSIDERACIONES PARA LA SELECCIÓN DEL MATERIAL DE RESTAURACIÓN [24]

Para elegir correctamente el material de restauración es necesario tener en cuenta diversos factores, tales como:

Localización del diente en el arco: Es importante tener en cuenta las diferencias existentes en la distribución de las fuerzas que inciden sobre los dientes posteriores y anteriores. En los dientes posteriores inciden preferentemente fuerzas verticales; por lo tanto, hay necesidad menor de indicar el uso de postes. En los dientes anteriores, al incidir más frecuentemente fuerzas oblicuas y/o horizontales o de cizallamiento, será más indicado el uso de postes intrarradiculares con el objetivo de disipar estas fuerzas a lo largo de la porción coronaria remanente y de la raíz, previniendo la ocurrencia de fracturas.

Tipo de restauración: Los requisitos mecánicos son diferentes cuando confeccionamos una restauración unitaria o cuando el diente es parte de una restauración múltiple. En el último caso se deben de preferencia utilizar postes indirectos, sean cerámicos o metálicos, ya que la resistencia al desplazamiento lateral puede ser mayor. Además de esto, con los postes indirectos es más fácil obtener paralelismo entre los dientes preparados cuando varias restauraciones se confeccionan en el mismo momento.

Estética: Dientes que presentan un compromiso estético significativo debido a alteraciones de color, forma o posición, pueden necesitar una restauración más amplia o incluso indirecta, factor que puede influir en la toma de decisiones. El uso de un poste intrarradicular de preferencia recaerá sobre postes directos estéticos de fibra de vidrio, cerámicas o de fibra de carbono recubiertos con cuarzo, ya que los postes metálicos o de fibra de carbono exigirían la utilización de agentes opacantes que pueden comprometer el resultado estético de la restauración.

Oclusión: En dientes anteriores, es más común la necesidad de usar un poste intrarradicular debido a la mayor incidencia de fuerzas oblicuas u horizontales, especialmente si el paciente presenta un Overbite acentuado y además bruxismo. El poste intrarradicular puede auxiliar en el refuerzo de la porción coronaria remanente y distribuir las tensiones ejercidas sobre ella hacia la raíz, disminuyendo de este modo, la posibilidad de fractura dentaria. Así mismo ocurre en los dientes posteriores cuando estos participan activamente en los movimientos de excursión lateral, como por ejemplo los premolares superiores en un paciente con función de grupo, donde estaría indicado un poste intrarradicular para minimizar las fuerzas laterales o de cizallamiento sobre los mismos[26].

Función del diente: Cuando un diente es responsable de la guía de desoclusión, como ocurre con frecuencia con los caninos, estará indicado un poste intrarradicular para disipar las fuerzas tanto en la porción coronal como radicular del diente. Los incisivos superiores, debido a su función de corte y “efecto palanca” proporcionada por la interposición del alimento y de los incisivos inferiores, son posibles candidatos a postes intrarradiculares.

Configuración del conducto radicular: Dientes con conductos extremadamente curvos pueden impedir la instalación del poste intrarradicular a una profundidad adecuada. Conductos muy dilatados que presenten poca dentina radicular en las

paredes exigen el uso de resinas para reforzarlas antes de la instalación del poste intrarradicular.

Cantidad de tejido dental remanente: Es importante analizar la cantidad de tejido remanente. Se recomienda que cuando haya una pérdida de estructura dentaria superior al 50% se debe instalar un poste intrarradicular. Sin embargo, la literatura muestra que el uso de poste intrarradicular por sí solo no refuerza el diente tratado endodónticamente y que la función principal de estos tornillos es auxiliar en la retención del material restaurador y distribuir las tensiones impuestas particularmente en los dientes anteriores. Por lo tanto, la indicación de un poste intrarradicular está muy vinculada a una gran pérdida de estructura dentaria y a la localización de diente en el arco.

Condición de la raíz remanente: Deberá reforzarse la raíz remanente través del uso de materiales adhesivos, de preferencia asociados a postes de fibra de vidrio o de carbono, cuando haya una pérdida significativa del tejido dentario, proporcione un riesgo de fractura, o la restauración esté en función y el tejido dentario no sea suficiente. En los últimos años, se reporta una mayor preferencia hacia los postes de fibra de vidrio por parte de los odontólogos. Existe una gran cantidad de estudios que avalan su uso y que destacan sus propiedades positivas[25]. Cada vez van ganando mayor popularidad por sus características ideales, en desmedro de los postes metálicos. En conjunto con los cementos de resina, son la primera opción al momento de restaurar un diente, siempre y cuando la indicación sea la correcta. Cabe destacar, que las expectativas del paciente son un punto importante al tomar estética y el tiempo de duración del tratamiento. Por este motivo es que se prefieren los postes preformados de fibra de vidrio, ya que poseen adecuadas características en función de los requerimientos del paciente y del odontólogo. Sin embargo, como todo material, presentan ciertas desventajas, por lo que se continúa buscando la manera de potenciar sus propiedades.

2.4 POSTES PREFORMADOS DE FIBRA DE VIDRIO

Los postes de fibra de vidrio están formados aproximadamente en peso, por un 40% fibra de vidrio (compuesta básicamente por silicio, aluminio y óxidos de magnesio), un 30% de excipientes inorgánicos y un 30 % de matriz resinosa con relleno.
Los factores que influencian las propiedades mecánicas de los polímeros vítreos son principalmente:

- Propiedades de la matriz
- Propiedades de las fibras insertadas
- Cantidad de fibras
- Dirección de las fibras
- Posición de las fibras
- Tratamiento de la superficie de las fibras y su impregnación con la resina de la matriz

El enlace matriz/resina juega un rol fundamental en la solidez del sistema. Para que se produzca esta unión, las fibras deben ser tratadas mediante procedimientos industriales que permiten obtener un producto confiable. En la práctica las fibras son recubiertas por un silano que permite enlazar la fibra vítrea con el cemento resinoso. Los polímeros vítreos poseen un aspecto estético, un mimetismo y una translucidez notable. La velocidad de abrasión y la abrasividad de los antagonistas son mínimas, siendo similares, en cuanto a dureza, al diente natural. Los polímeros vítreos son similares a las resinas compuestas en cuanto a sus propiedades mecánicas, pero son más elásticos que éstas (módulo de elasticidad de 35 (GPa). La resistencia a la tracción es de aproximadamente 1051 Mpa y la resistencia a la flexión es de aproximadamente 938 Mpa.[23] A diferencia de los materiales metálicos, los postes de fibra de vidrio no sufren corrosión, por lo que su resistencia no disminuye y no pigmentan los dientes. Otro factor interesante es su bajo módulo de elasticidad y alta resistencia, características similares a las de la dentina, lo que determina una reducida y uniforme transmisión de tensiones a la estructura radicular. Por tener en su composición matrices resinosas (epóxica y/o BisGMA), los postes de fibra de vidrio permiten ser fijados mediante cementos resinosos. Debido a la dificultad de obtener una adecuada polimerización del cemento al interior del conducto, se prefiere utilizar cementos de auto polimerización sobre los de foto polimerización. Otra opción es el cemento de acción dual[27]. Como se ha visto, los postes de fibra de vidrio poseen una serie de características positivas, lo que con el pasar del tiempo, los hace aún más requeridos. Estudios indican que los postes con mayor aceptación contemporánea son de fibra de vidrio y fibra de cuarzo[28].

2.4.1 VENTAJAS DE LOS POSTES DE FIBRA DE VIDRIO

Los postes de fibra de vidrio han ganado popularidad en el tiempo, debido a sus propiedades físicas favorables y a que reducen el riesgo de fractura radicular [29]. Permiten además la conducción de la luz, necesaria para la polimerización de los sistemas adhesivos a través de su matriz translúcida. Esta transmisión de luz permite la polimerización del sistema adhesivo a lo largo de todo el conducto[30].
Los postes de fibra poseen alta resistencia a la fatiga y resistencia a la tracción, y tienen un módulo de elasticidad similar al de la dentina[31–33]. Además, la composición química de estos postes es compatible con los sistemas adhesivos basados en Bis GMA de uso general[34]. De existir una posible falla en un poste de fibra, los dientes quedan con mayores probabilidades de ser restaurados nuevamente [35,36] ya que existe una mayor facilidad para removerlos. Si bien estas ventajas tienen un valor importante, el solo hecho de preparar un espacio en el diente para alojar un poste intrarradicular, agrega cierto riesgo al procedimiento de restauración[19].

2.4.2 FALLAS Y DESVENTAJAS DE LOS POSTES DE FIBRA DE VIDRIO

Todos los sistemas de postes tienen un porcentaje de fracaso clínico. Los casos más severos pueden resultar en la imposibilidad de restaurar el diente. Por ejemplo, los dientes restaurados con postes menos rígidos, tales como postes de fibra, tienden a

tener fallas que tienen más probabilidades de ser recuperables [35–38]. Dientes preparados con una férula también tienden a fallar en un modo más favorable[39,40]. El tipo de material del muñón también puede ser un tipo de falla. Pilo et al, en el año 2002, informaron que cuando presentan fallas los muñones en base a composite tienen mejor pronóstico que los de amalgama o de oro.

Los fracasos más comunes en una restauración en base a postes de fibra de vidrio son:

- Desalojo del poste
- Caries
- Lesiones periapicales
- Fractura o desalojamiento de la corona.
- Fractura vertical de la raíz
- Fractura del poste

A pesar de esto, los postes de fibra de vidrio presentan un alto porcentaje de éxito. En un estudio retrospectivo [41] reportaron un 3,2% de fracaso de 1306 postes de fibra en un lapso de 1 a 6 años. Un estudio de postes de fibra de carbono presentó un porcentaje de falla del 7,7% en 52 dientes con un seguimiento promedio de 28 meses[35]. Un estudio de postes de fibra de cuarzo reportó un porcentaje de falla del 1,6% en 180 dientes con un período de recuento de 30 meses[42]. Aunque estos estudios se han llevado a cabo durante períodos de tiempo relativamente cortos, los resultados iniciales parecieran ser prometedores. Una investigación In vitro e in vivo indica que el fracaso de las restauraciones de fibra tipo poste muñón, a menudo se produce por pérdida de adherencia entre el poste de fibra y / o interfase raíz resina, como resultado de una fuerza de unión inadecuada[43–46]. Las porciones de dentina apical son menos organizadas y más irregulares que la porción coronal, lo que podría contribuir a la reducción de los valores de fuerza de unión en regiones más profundas, lo que conduce a una capa híbrida más pobre. Además, esta porción contiene menos túbulos y posteriormente odontoblastos liberan enzimas que degradan el tejido periapical y la capa híbrida formada. Además, los métodos de irrigación son también menos eficaces en la región apical. Aunque la adhesión a porciones más profundas de la dentina radicular está comprometida, los resultados de otros estudios aún demuestran que el aumento de la profundidad de la preparación de la fibra posterior mejora la retención. Los cementos de resina autoadhesivos facilitan el procedimiento de unión, reduciendo los riesgos de sobregrabado y/o secado excesivo. Aunque todavía existen limitaciones con respecto a la profundidad de polimerización para la cementación de postes de fibra, los cementos con menos pasos y menor sensibilidad técnica son ventajosos y deseables con el fin de reducir el tiempo de los asientos[47].

Debido a que la pérdida de retención sigue siendo una de las principales causas de fracaso, los odontólogos deben considerar la adopción de medidas adicionales para maximizar la retención del poste al diente. Tales estrategias incluyen férulas, socavados, cajas antirrotacionales y uso de postes activos [28] así como también tratamientos a la superficie de los postes [27,34].Los postes de fibra sin tratamiento tienen una superficie relativamente lisa que limita el anclaje mecánico con cementos de resina. Además, los fracasos exclusivamente adhesivos son registrados comúnmente

en la interfase poste-cemento[34,48]. Con la finalidad de mejorar la relación adhesiva entre el poste y el cemento, se han estudiado varios tipos de tratamientos de superficie de postes. El motivo de esto es cambiar la superficie lisa de los postes preformados para así obtener mejores propiedades adhesivas. En las publicaciones actuales se determina que la aplicación de silano a la superficie del poste mejora la adhesión entre el cemento y el poste[49]

3. ESTRATEGIAS ADHESIVAS

3.1 ESTRATEGIA CONVENCIONAL O ETCH-AND-RINSE (GRABADO-Y-LAVADO)

Con la estrategia de Etch-and-Rinse, la dentina y el esmalte son tratados con un ácido en gel (ácido fosfórico comúnmente) para remover el barro dentinario y desmineralizar los cristales de hidroxiapatita más superficiales. Seguido de este grabado químico, una mezcla de monómeros resinosos (imprimador/adhesivo) disueltos en un solvente orgánico se aplica para infiltrar dentina grabada. Los monómeros de resina penetran por los espacios llenos de agua entre las fibras de colágeno de la dentina, espacios que solían ser ocupados por los cristales de hidroxiapatita. Esta infiltración resulta en un tejido híbrido compuesto por colágeno, resina, hidroxiapatita residual y trazas de agua conocida como la zona de inter-difusión resina-dentina, descrita por primera vez en 1982 como la capa híbrida[50].

3.1.1 DESEMPEÑO CLÍNICO DE LOS SISTEMAS ADHESIVOS CONVENCIONALES

Los sistemas adhesivos Etch-and-Rinse general una alta resistencia de unión en esmalte y dentina. El patrón de grabado de esmalte y la penetración dentro del sustrato dentinario refuerza la idea de que siguen siendo el Gold-standart para otros sistemas adhesivos cuando se trata de desempeño en laboratorio[51–53]. Sin embargo, sigue siendo un tema de preocupación el grado de infiltración en la dentina grabada que tienen algunos sistemas adhesivos de Etch-and-Rinse, como algunos que son basados en agua y etanol[54,55]. A pesar de la alta tasa de retención en estudios clínicos, reportes han indicado que la unión formada con estos adhesivos puede sufrir degradación in vivo al año[54,55].

3.2 ESTRATEGIAS AUTOGRABANTES (SELF-ETCH)

El último desarrollo en la adhesión dental está basado en una simplificación y una reducción del tiempo de trabajo. Estos adhesivos autograbantes (sin lavado) no requieren un paso de grabado ácido (por separado) ya que ellos acondicionan e impriman el esmalte y la dentina simultáneamente, infiltrando y disolviendo parcialmente el barro dentinario y la hidroxiapatita para generar la zona híbrida que incorpora minerales con el barro dentinario[14].

Los primeros sistemas adhesivos autograbantes sin lavado se componían de dos soluciones (2-pasos), un imprimador (Primer) acídico y una resina de unión (adhesivo o bond). Recientemente, muchos clínicos se han cambiado a sistemas adhesivos de 1-paso (también llamados adhesivos all-in-one) en los cuales los fabricantes han intentado incorporar, en una única solución, todos los componentes principales de un sistema adhesivo (ácido, *Primer y Bond)*. Tanto el primer acídico de los sistemas adhesivos autograbantes de 2-pasos, como los sistemas adhesivos all-in-one, están compuestos por una mezcla acuosa de monómeros acídicos funcionales, generalmente ésteres de ácido fosfórico o de ácido carboxilo, con un pH mayor que los geles de ácido fosfósrico[56].El agua es un componente esencial de los sistemas adhesivos autograbantes, ya que participa en la ionización de los componentes acídicos.

Los sistemas adhesivos all-in-one son fáciles de usar, ya que se requieren pocos pasos para el protocolo adhesivo. La eliminación de los pasos de grabado y lavado simplificó la técnica adhesiva, haciendo que estos sistemas adhesivos sean más populares en la práctica clínica diaria[57].

3.2.1 UNIÓN A DENTINA CON SISTEMAS ADHESIVOS AUTOGRABANTES

A pesar de ser una técnica fácil de usar y con baja sensibilidad, los sistemas adhesivos all-in-one han dado como resultado baja efectividad de unión in vitro[51,58,59], mientras que su fiabilidad clínica ha sido frecuentemente cuestionada. Otra desventaja asociada a los adhesivos all-in-one es que se comportan como membranas semipermeables. Estos materiales permiten el paso de agua a los largo de la interfaz adhesiva, lo que potencialmente lleva a una degradación hidrolítica[60,61].
Los adhesivos all- in-one han dado como resultado un amplio rango de Resistencia de unión a la dentina[59,62].

3.2.2 DESEMPEÑO CLÍNICO DE LOS SISTEMAS ADHESIVOS ALL-IN-ONE

Grabar previamente puede mejorar la unión a superficies sin instrumentar, cuando el esmalte es grabado separadamente, la resistencia de unión incrementa significativamente en los sistemas autograbantes[63,64]. Sin embargo, si el grabado se extiende hasta la dentina, puede poner en peligro la unión[63].

4. CEMENTACIÓN

La selección estratégica del material de cementación es decisiva para el éxito del tratamiento rehabilitador. Debe basarse objetivamente en identificar todos los tipos de cementos disponibles en el mercado y con ello sus características generales, optando por la mejor opción para cada requerimiento del caso clínico. De manera tal que se pueda lograr una adecuada retención, la cual estará determinada por todas las

decisiones previas como por el tipo de poste, por las propiedades del cemento, además de la adhesión del cemento al poste y a la dentina radicular.

4.1 Clasificación de los cementos:

- **Convencionales:** Fijan la restauración indirecta únicamente mediante traba mecánica, por ejemplo, el fosfato de zinc y el óxido de zinc Eugenol.
- **Adhesivos:** Fijan esencialmente por adhesión química (cementos de resina y ionómeros vítreos)

4.1.1 Cementación adhesiva

Son los que aportan adhesión por mecanismo de retención micromecánica en esmalte y por hibridación en dentina. Es el sistema de adhesión dentinaria más fuerte y eficaz[65]. Estos están compuestos por dos fases distintas de material: la fase líquida o matriz, siendo esta la parte del cemento que aporta sus propiedades adhesivas, y la fase sólida o relleno, siendo este el componente que aporta las propiedades ópticas y mecánicas. El tipo y cantidad de relleno determina, la densidad del cemento y el grosor de capa. La composición de los cementos de resina es muy similar a la de los composite empleados para las obturaciones, pero más fluidos (variando el tipo, tamaño de partícula y cantidad de relleno inorgánico) La adhesión de los cementos de resina actúa por un mecanismo de unión micromecánica que es suficiente para lograr un buen sellado y para evitar sensibilidades postoperatorias[65]. Los cementos de resina han sido agentes cementantes atractivos debido al desarrollo de las resinas compuestas de obturación directa con propiedades mejoradas, a la técnica de grabado ácido que mejora la unión de la resina al esmalte y el potencial adhesivo de la dentina preparada con ácidos orgánicos o inorgánicos. Algunos cementos se diseñan para uso general y otros para usos específicos como la cementación de coronas y puentes de porcelana, brackets de ortodoncia y puentes adheridos con resina. Los cementos de resina son en esencia, resinas compuestas fluidas de baja viscosidad. Estos materiales poseen propiedades físicas y mecánicas comunes con el resto de la familia de las resinas compuestas, pero presentan algunas diferencias como por ejemplo, menor viscosidad que las resinas compuestas convencionales[66]

4.1.1.1 CLASIFICACIÓN DE CEMENTOS ADHESIVOS [29]*:*

4.1.1.1.1 POR EL TAMAÑO DE SUS PARTÍCULAS DE RELLENO:

- **Cementos resinosos microparticulados:** Presentan sus partículas inorgánicas de relleno en una dimensión promedio de 0,04um. y en una proporción aproximada de 50% en volumen.
- **Cementos resinosos microhíbridos:** Constituyen la mayoría de los cementos resinosos que se encuentran en el mercado odontológico. El tamaño promedio de sus partículas inorgánicas de relleno oscila entre 0,04um y 15um, y su proporción aproximada alcanza 60 a 80% en volumen.

4.1.1.1.2 POR EL SISTEMA ADHESIVO QUE REQUIEREN:

- **Mediante grabado total:** el acondicionamiento con ácido fosfórico del esmalte y dentina, complementado por la aplicación sucesiva de un primer y un agente adhesivo.
- **Mediante Auto-acondicionadores:** utiliza ácidos orgánicos, obteniendo su adhesión mediante la modificación de la superficie de los tejidos dentales que se logra al aplicar un primer ácido, seguida de la aplicación de un agente adhesivo. La retención de los adhesivos de grabado total se basan en la hibridización de la dentina, por lo que es necesario, en el caso de la cementación de un poste, utilizar el grabado ácido dentro del conducto, procediendo al lavado asegurándose de su total remoción. Este aspecto se torna sumamente dificultoso, especialmente en conductos estrechos y profundos[29].
- **Autoadhesivos:** Altamente usados como materiales de cementación para Postes de fibra de vidrio. Estos han mostrado una retención superior, y esto puede estar atribuido a sus propiedades adhesivas a la dentina. Además de las resinas convencionales, los cementos de resina autoadhesivos también han sido propuestos para la cementación adhesiva de postes y restauraciones indirectas. Se espera que estos materiales superen el problema de la aplicación técnica – sensibilidad de resinas de múltiples pasos y de agentes de adhesión.

  Esto es bastante importante en un espacio confinado como el conducto radicular, donde el limitado control de humedad, y ausencia de visión directa de campo impiden los diversos procedimientos, y hace que la unión a la dentina del conducto radicular difícilmente predecible. Por lo tanto, los cementos de resina autoadhesivos parecen ser muy prometedores, ya que se aplican en una sola etapa clínica, superando el pretratamiento de la superficie dentaria, y por lo tanto, reducen la duración del tratamiento[67]

  Los Cementos de resina autoadhesivos fueron lanzados al mercado con el objetivo de simplificar los pasos clínicos y disminuir la sensibilidad de las técnicas previas que comprenden varios pasos.

  El material se aplica directamente sobre la superficie del diente, sin exigir ningún tipo de pre-tratamiento. De lo contrario, es necesario el pre-tratamiento normal de la corona o restauración. La capa de barro dentinario es incorporada parcialmente por los monómeros del ácido, promoviendo la retención micromecánica a la estructura dental; la retención química puede producirse por la reacción entre los monómeros del ácido y la hidroxiapatita presente en los tejidos duros de los dientes[68] .

  La unión a la estructura dentaria está dada por monómeros funcionales específicos, que difieren entre los diferentes productos comerciales. Según los fabricantes, los monómeros funcionales son capaces de unir químicamente el calcio de la hidroxiapatita, que es uno de los mecanismos de unión responsable de la retención de la restauración. Sin embargo, hay poca información disponible acerca de estas reacciones químicas, y la durabilidad de esta unión requiere más investigación, ya que los clínicos han cambiado de cemento de resina convencional por estos nuevos cementos de resina autoadhesivos[68]

En cuanto a su adhesión a estructuras artificiales, puede involucrar tres tipos de sustrato

- Metálico
- Cerámica
- Poliméricos

4.1.1.1.3 POR SU SISTEMA DE ACTIVACIÓN:

- **Cementos resinosos químicamente activados:** Después de mezclar la pasta base con su catalizador, se suscita una reacción peróxido-amina que inicia la reacción de endurecimiento. Estos materiales, usualmente no lucen características estéticas, más bien muestran un aspecto blanco opaco y pocas opciones de colores, además de su menor estabilidad cromática con respecto a los fotoactivados. Sin embargo, se caracteriza por lograr un alto grado de conversión de monómeros en polímeros.
- **Cementos resinosos fotoactivados:** Presentan fotoiniciadores (canforquinona) que se activan por la acción de un haz de luz de onda de 460/470nm. Se les indica para cementar restauraciones translúcidas y de poco espesor, por lo que su indicación se limita a una sola circunstancia: las piezas restauradoras cuyo espesor no supere 0.7mm, lo que por otro lado valora más su estabilidad cromática con respecto a los autos activados y duales.
- **Cementos resinosos de activación dual (duales):** En la formulación de estos materiales se incluyen fotoiniciadores (canforquinona y amina), como una forma de activación adicional al sistema químico. La reacción de polimerización se inicia al mezclar la pasta base con el catalizador, teniendo como complemento el foto iniciador que es activado en cuanto recibe la luz del aparato fotopolimerizador.

5. IMPORTANCIA DE LA POLIMERIZACIÓN DE BIOMATERIALES DENTALES

El grado de polimerización del material repercute en sus propiedades mecánicas, haciendo no menor el desafío de tener el conocimiento y utilizar en la práctica odontológica diaria fuentes de luz que cumplan con este requisito, necesitando una potencia mínima de 300 mW/cm^2. La incompleta polimerización de una resina depende de varios factores; el tipo de resina compuesta, el tiempo de exposición de la luz y por último depende de la distancia entre la fuente lumínica y la resina compuesta.
En numerosos estudios sobre el stress de las resinas, enfatizan el rol que ejerce una intensidad suficiente de salida de las lámparas de polimerización. Se reporta un rendimiento clínico indeseable y fracasos de restauraciones de resina como resultado de una adecuada polimerización. Esto incluye asimismo la absorción de agua, la decoloración y la disminución de la dureza. En efecto, es de aceptación universal que una intensidad suficiente de salida es primordial para asegurar la longevidad de las restauraciones y evitar el resultado clínico indeseado[69]

La adecuada polimerización también es importante debido a la citotoxicidad que ejercen los monómeros sobre los tejidos. Estudios han evaluado la cantidad de monómeros residuales tras la polimerización de unidades LED y QTH mediante

espectroscopia infrarroja y han demostrado que las unidades de fotocurado LED dejan menos monómeros residuales en comparación a las unidades de fotocurado halógenas, incluso con la mitad del tiempo de irradiación[70].

Además de lo anterior, sabemos que un buen grado de conversión de monómero a polímero nos permite obtener además mejores propiedades mecánicas por parte de los biomateriales utilizados. Por ejemplo, logrando obtener una mayor resistencia al desgaste, clave en la función día a día de una restauración. La resistencia compresiva ante cargas, masticatorias, por ejemplo. Resistencia traccional facilitando la permanencia en bloque del material restaurador en el sitio donde se pretende que esté. La estabilidad dimensional ante cambios térmicos o distintas fuerzas limitando el estrés que se produce al diente que recibe la restauración. La absorción de agua, lo que nos permite mantener estable en el tiempo la restauración, la estabilidad de color, crítica en casos de restauraciones en zonas estéticas y biocompatibilidad para no generar problemas al paciente que recibe la restauración ni al diente específico y sus vecinos[71,72].

6. **PROBLEMAS DE COMPATIBILIDAD ENTRE SISTEMAS ADHESIVOS Y CEMENTOS DE RESINA**.

La unión de materiales a base de resina a estructuras dentales incluye sistemas adhesivos Etch-and-Rinse de tres y dos pasos, así como sistemas Self-etch de dos y un paso. Los adhesivos en dos etapas de Etch-and-Rinse y Self-etch de un solo paso son hidrófilos, actúan como membranas semipermeables, atraen el agua y se degradan más rápidamente que los adhesivos hidrófobos[73]. Los adhesivos de Etch-and-Rinse a base de etanol y agua de tres etapas han demostrado ser versátiles y clínicamente exitosos, y todavía son considerados por muchos como los "gold standard" en términos de durabilidad de adhesión[73]. Los adhesivos Self-etch en dos etapas están más cerca de este "gold standard". Sin embargo, muchos clínicos prefieren los sistemas adhesivos simplificados más convenientes, que combinan el primer y el bond en una botella/etapa (es decir, Etch-and-Rinse de dos etapas, Self-etch de un paso), debido a su versatilidad, facilidad de uso y el ahorro de tiempo en su aplicación. Los sistemas adhesivos simplificados contienen monómeros hidrófilos, reactivos, resinas adhesivas de alta viscosidad y solventes de etanol o acetona en una botella[74].

Existen incompatibilidades conocidas entre los sistemas adhesivos simplificados de pH ácido y los composites/cementos de resina de doble-curado/auto-curado[75]. Se informó que la diferencia en las resistencias de unión fue del 33% al 76% entre los cementos de resina en los modos de doble curado y de auto-curado[75]. Esto es debido a que los monómeros ácidos residuales de los adhesivos en la capa inhibida por oxígeno pueden desactivar las aminas terciarias que catalizan la polimerización de composites/cementos auto-curables. Bajo Escaneo Calorimétrico Diferencial se confirma que las aminas terciarias son desactivadas por la reacción ácido-base. Se encontró una relación lineal entre el pH de los adhesivos y sus resistencias de unión media cuando se emplearon adhesivos de una etapa con composites de auto-curado[75].

Sales de ácidos aromáticos se han introducido como catalizadores redox ternarios que actúan como "Activadores de auto-curado", supuestamente reponiendo los radicales libres, facilitando la adecuada polimerización del composite de curado dual[76]. Clínicamente, esta incompatibilidad puede resultar en el desalojo de las restauraciones. Se ha informado de que las sales de sulfinato pueden mejorar la compatibilidad entre adhesivos ácidos y cementos de resina de auto-curado que contienen amina terciaria. Muchos fabricantes proporcionan un activador de auto-curado que contiene sales de sulfinato (por ejemplo, XP Bond, Dentsply, ScotchBond Universal, 3M ESPE), para ser mezclados con los adhesivos simplificados para mejorar su compatibilidad con materiales de resina de curado dual y auto-curado[76].

7. PROTOCOLO

7.1 PROTOCOLO CLÍNICO DE RESTAURACIÓN DE DIENTES TRATADOS ENDODÓNTICAMENTE UTILIZANDO POSTE INTRARRADICULAR DIRECTO DE FIBRA DE VIDRIO[19]:

1. Examen radiográfico: la radiografía periapical permite evaluar el estado de la obturación endodóntica, la condición de la región periapical, el tamaño de la raíz, la anatomía radicular, la eventual presencia de curvatura, la inclinación de la raíz, la dimensión del conducto radicular y el espesor de la dentina radicular remanente.

2. Evaluación clínica: una observación detallada de la región adyacente y especialmente del o de los dientes por restaurar, es esencial. Por lo tanto, se debe remover las restauraciones antiguas y/o materiales restauradas provisorias, para permitir el acceso y una mejor evaluación del formato y diámetro del conducto radicular.

3. Des-obturación y preparación del canal radicular: la remoción de la gutapercha puede realizarse con un instrumento caliente o con una fresa específica seleccionada de acuerdo con el diámetro del poste intrarradicular, en baja velocidad de rotación. Los movimientos de introducción deben ser paralelos al eje mayor del conducto radicular y con irrigación de agua, evitando movimientos oscilatorios y desgaste lateral innecesario. Cabe resaltar que el tamaño del poste en el interior del conducto radicular debe ser, de preferencia, dos tercios de la extensión total del conducto, para conferir mayor estabilidad, retención y mejor distribución de las fuerzas en el diente restaurado. De esta manera, con la utilización de postes flexibles, es necesario solo alcanzar el mismo tamaño del respectivo núcleo o muñón que se confeccionará en una etapa posterior.
Es necesario comprobar que no haya residuos de gutapercha adheridos a las paredes del canal radicular, ya que pueden interferir negativamente en el procedimiento de cementación posterior.

4. Prueba del poste en el conducto radicular: el profesional debe insertar el poste previamente seleccionado en el conducto radicular para evaluar su adaptación, inclinación y tamaño, y reproducir el espacio dejado por la preparación previa con la

fresa. Debe realizarse un corte en el poste, aproximadamente a 2 mm de distancia del borde incisal, con una piedra diamantada en alta rotación con spray aire-agua en movimiento único y transversal al eje mayor del poste o de las fibras que están dispuestas longitudinalmente.

5. Tratamiento de la superficie del poste intrarradicular: después de la prueba del poste en el conducto radicular y del corte de la porción excedente, éste debe limpiarse con el alcohol para remover detritus. Luego el tratamiento de la superficie del poste se debe realizar de acuerdo con su composición. Se debe aplicar silano sobre los postes de fibra de vidrio, esperar aproximadamente un minuto, secarlo de inmediato con aire y usar el sistema adhesivo. El objetivo es favorecer una unión química de la porción orgánica del cemento resinoso con la porción inorgánica de las fibras del poste, ya que el silano presenta una molécula bi-funcional. Es importante resaltar que no está indicado el uso de microabrasión con óxido de aluminio de los postes de fibra de vidrio o carbón pues éste puede alterar la superficie y perjudicar su resistencia y capacidad adhesiva. Existen postes de fibra de vidrio de ciertas marcas comerciales que no requieren de un tratamiento de superficie previo ya que son significativamente más ásperos que los otros en el comercio[77].

6. Aplicación del sistema adhesivo en el conducto radicular y en la estructura dentaria remanente: de preferencia utilice un sistema adhesivo dual, asociado con el uso de grabado ácido previo. el ácido fosfórico se debe aplicar con una punta fina y larga, para facilitar su posicionamiento en toda la extensión del conducto radicular preparado y de la porción coronaria remanente, por cerca de 30 segundos, seguido de un lavado abundante con agua para removerlo del interior del conducto. Se debe usar un suctor para aspirar el exceso de agua del interior del conducto radicular y completar esta etapa con el uso de conos de papel absorbente. Según el tipo de adhesivo y de la instrucción del fabricante, puede o no polimerizarse por aproximadamente 40 segundos, posicionando la punta del aparato fotoactivador o LED lo más próximo posible a la entrada del canal radicular.

7. Aplicación del cemento resinoso: de preferencia, debe usarse cemento resinoso dual o químicamente activado, siguiendo las recomendaciones del respectivo fabricante. Se deben remover los excesos y fotopolimerizar por aproximadamente 40 a 60 segundos con la punta del aparato fotoactivador o LED posicionado junto a la extremidad coronaria del poste.

HIPÓTESIS

H 01: No existen diferencias en la resistencia de unión (RU) de postes de fibra de vidrio a los diferentes tercios radiculares.
H 02: No existen diferencias en la resistencia de unión (RU) en postes de fibra de vidrio cementados al utilizar estrategias adhesivas Etch-and-Rinse o Self-etch.

H 03: No existen diferencias en la resistencia de unión (RU) en postes de fibra de vidrio cementados bajo protocolos compatibles y no compatibles.

H 04: No existen diferencias en la resistencia de unión (RU) en postes de fibra de vidrio cementados bajo diferentes tipos de polimerización.

OBJETIVOS

1. Objetivo general

Evaluar y comparar la resistencia de unión (MPa) a la prueba de push-out que presentan los postes de fibra de vidrio, al ser sometidos a diferentes estrategias adhesivas, protocolos de polimerización y compatibilidad adhesivo/cemento en dentina radicular

2. Objetivos específicos

1. Evaluar la influencia de los tercios radiculares (cervical, medio, apical) en la resistencia de unión (MPa) de postes de fibra de vidrio cementados adhesivamente.
2. Evaluar la influencia de las estrategias adhesivas (Etch-and-Rinse y Self-etch) en la resistencia de unión (MPa) de postes de fibra de vidrio cementados en dentina radicular
3. Evaluar la influencia de la compatibilidad adhesivo/cemento en la resistencia de unión (MPa) de postes de fibra de vidrio cementados en dentina radicular
4. Evaluar la influencia de tipos de polimerización (dual y fotopolimerización) en la resistencia de unión (MPa) de postes de fibra cementados en dentina radicular

MATERIALES Y MÉTODOS

Tipo de diseño: Experimental in vitro. Es el tipo de estudio más apropiado para estudiar los diferentes mecanismos de acción, además de poder controlar las variables y que no involucren a humanos pudiendo fallar éticamente a no brindarles el mismo tipo de tratamiento específico.

Tipo y cálculo de muestra: Se utilizaron premolares unirradiculares almacenados en suero por no más de 6 meses, descartando aquellos que fueron guardados en hipoclorito, soluciones enzimáticas o de otro tipo que puedan afectar a los tejidos dentarios y con ello la adhesión de los materiales. La asignación de los grupos fue aleatoria, en donde los 17 grupos tuvieron un ***n*** determinado a través de estimaciones derivadas de investigaciones de similares características (n=5)[5,17,67]en el que se calculó tamaño muestral para estudios experimentales cuantitativos con más de dos grupos de intervención.

Para determinar el tamaño mínimo necesario de unidades a estudiar se realizó una muestra piloto con 5 cuerpos de prueba por cada grupo, a fin de obtener los valores de medias y desviación estándar requeridos en la siguiente fórmula:

Cálculo del tamaño de la muestra para el ANOVA de un tratamiento:

$$f = \left(\frac{sd}{media\ 1 - media\ 2}\right)\sqrt{\frac{1}{2}k}$$

- ***f:*** Efecto Tamaño
- ***K:*** n° grupos
- ***Sd:*** Desviación estándar

Según el resultado de f, se eligió el tamaño de la muestra en la tabla adjuntada en el anexo número 5 considerando el tiempo disponible y el error alfa y beta dispuestos a aceptar.

Instrumentos, materiales: máquina ISOMET low speed saw (Figura I. Anexo 1) para corte de la corona de los dientes, limas K, conos de papel, agentes cementantes, sistemas adhesivos, fresas peeso, fresas para fresado del conducto, postes de fibra, lámpara de fotocurado, jeringas de tuberculina 1ml, máquina de ensayos universal (Figura II. Anexo 1) (ensayos mecánicos de tracción) (INSTRON, EMIC 23 5S).

Los factores a estudiar fueron: el **tipo de polimerización** (fotopolimerizable y polimerización dual) que considera la mezcla o no del activador con el adhesivo, es decir, Once Coat 7.0 Activator (para One coat 7 Universal) y Self Cure Activator (para Prime and Bond Elect); la **compatibilidad** entre adhesivo y cemento de la misma marca o no (cementos: Calibra [C] y Duocem [D]; sistemas adhesivos: Prime & Bond Elect [PB] y One Coat 7 universal [OC]). Las unidades experimentales constaran de

16 grupos (n=5). La variable independiente es la resistencia de unión (MPa) de los postes cementados al canal radicular, medido en el tercio coronal, medio y apical.

Se seleccionaron premolares unirradiculares, limpiados y almacenados en suero no más de 6 meses. Se cortó la corona a nivel de la unión amelo-cementaria mediante el uso de la máquina ISOMET low speed saw. Se utilizó un mínimo de 12mm de longitud radicular.

En las dependencias de la Universidad de Valparaíso, Laboratorio de Investigación, se realizó el tratamiento endodóntico por un solo operador, con instrumentos rotatorios (sistema wave One) y limas, utilizando irrigación con solución de hipoclorito de sodio en una concentración de 2.5%. Luego de instrumentar, el canal radicular se irrigo con EDTA al 24% y se obturo con un cono maestro y un cemento de resina epóxica (Apexit Plus). El siguiente paso fue almacenar las raíces en agua destilada a 37°C durante 7 días. La preparación para el poste de fibra se realizó con las fresas recomendadas por los fabricantes a una longitud de 10 mm. El largo del poste fue de 13 mm, manteniendo 2-4 mm de gutapercha apical y dejando por sobre sobre el canal radicular 3 mm de poste para estandarizar la distancia de fotopolimerización. Se posicionaron las raíces con su eje axial perpendicular al piso en una base de cera en dispositivos de acrílico para otorgar el soporte durante la cementación. Las superficies de la raíz fueron cubiertas con una cinta adhesiva negra para evitar la interferencia de luz externa.

Los postes fueron desinfectados con alcohol 90% durante 60 segundos y secados con gasas. No se realizó otro tratamiento de superficie a los postes.

Se obtuvo un total de 16 grupos, subdivididos en: la estrategia adhesiva Etch & Rinse (ER) y otro para Self-etch (SE), tipo de polimerización (Fotopolimerización y Dual activador [A]), y compatibilidad, es decir cuando adhesivo y cemento son de misma fabrica (compatible, ej.: C/PB y D/OC) o no (no compatible, ej.: C/OC y D/PB)

Asignación grupos de estudio:

I. Etch & Rinse (E)

1-. Calibra + prime & bond + act.	(C + PB + A)
2-. Calibra + prime & bond	(C + PB)
3-. Calibra + one coat + act.	(C + OC + A)
4-. Calibra + one coat	(C + OC)
5-. Duocem + one coat + act.	(D + OC + A)
6-. Duocem + one coat	(D + OC)
7-. Duocem + prime & bond + act.	(D + PB + A)
8-. Duocem + prime & bond	(D + PB)

II. Self-etch (S)

1-. Calibra + prime & bond + act.	(C + PB + A)
2-. Calibra + prime & bond	(C + PB)

3-. Calibra + one coat + act. (C + OC + A)
4-. Calibra + one coat (C + OC)
5-. Duocem + one coat + act. (D + OC + A)
6-. Duocem + one coat (D + OC)
7-. Duocem + prime & bond + act. (D + PB + A)
8-. Duocem + prime & bond (D + PB)

* Diagrama de Grupos en Anexo 2.

En relación a los protocolos de cementación que se realizaron, a continuación, se enumeran los pasos de estos:

1. El acondicionamiento dentinario definió la variable **estrategias adhesivas**. Para el grupo Etch-and-Rinse, fue aplicado ácido fosfórico 35% por 15 segundos, lavado abundante por 10 segundos y secado con conos de papel. Para el grupo Self-etch solo fue aplicado el adhesivo.
2. Se aplica el adhesivo con o sin activador (según el grupo experimental) sobre la superficie dentinaria radicular, esto determina la variable **tipo de polimerización** (foto y dual)
3. El poste fue limpiado con alcohol para retirar residuos
4. Se seleccionó el cemento adhesivo, esta elección determinó la **variable compatibilidad**, es decir, cuando el cemento era de la misma fabrica del adhesivo fue considerado **compatible** de lo contrario sería **incompatible,** cabe destacar que es solo una terminología asumida por este estudio para definir la variable.
5. Fue dispensada una cantidad igual de pasta base y catalizadora de los cementos de resina, siendo mezclados durante 20 segundos.
6. El cemento fue introducido al conducto radicular mediante una jeringa de tuberculina de 1 ml aplicando de apical a cervical, hasta el llenado total del conducto.
7. Se ubicó el poste inmediatamente realizando movimientos oscilantes suaves.
8. Una vez estabilizado, se fotopolimerizó utilizando una unidad de polimerización de luz visible de intensidad 800 mW/cm^2 (BluePhase N MC, Ivoclar VivaDent, Schaan, Liechtenstein) diseñada para polimerizar los metacrilatos iniciados por CQ (potencia espectral que incluye 470 nm). Fueron polimerizadas todas las zonas accesibles del poste durante 40 segundos.

Las raíces se seccionaron transversalmente mediante la máquina ISOMET low speed saw (Anexo 1) obteniendo 2 especímenes de cada tercio radicular (cervical, medio, apical), con un grosor de 0.9 -1mm cada uno. De esta forma, por cada tercio de diente, fueron obtenidos 2 cortes, uno cervical y otro apical. Para distinguir cada uno, se marcó con color negro la cara cervical del corte cervical de cada tercio y con azul la cara cervical del corte apical. La primera sección de cada raíz, con un grosor de 0.5mm fue descartada.
El grosor de cada espécimen se corroboró con un pie de metro digital. Los especímenes se posicionaron en una base de metal con un agujero central de 2.0mm de diámetro. Un émbolo de 1.0 mm de diámetro se adaptó a la máquina de pruebas y

se posicionaron los cuerpos experimentales de tal modo que solamente toque al poste, sin contactar con el canal radicular.

El test se realizó con una máquina de ensayo universal (INSTRON EMIC 23-5S) (Anexo 1), con una carga de 200 N a una velocidad de 0,5 mm/min a través de husillos de bolas recirculantes precargados con sistema de columnas guías cilíndricas metálicas. Se obtuvo el diámetro de cada corte para definir el diámetro de la punta de la columna cilíndrica que se utilizó para realizar el test. Se registró la carga máxima de extrusión necesaria para desplazar el poste del canal en Newton (N), la información recolectada tras la aplicación del test a cada muestra, fue registrada y almacenada en la base de datos del computador asociado a la máquina de ensayo universal.
Para evaluar la resistencia, los resultados fueron expresados en MPa, para ello se ingresaron a una base de datos Excel adaptada de investigación anterior[78] en donde se aplicó la siguiente fórmula:

$$R(MPa)\,\frac{Fuerza\ (N)}{SL}$$

- **R:** Resistencia de unión (MPa)
- **F:** Carga máxima de extrusión (N)
- **SL:** Área Adhesiva

$$SL = \pi(R + r)[(h^2 + (R - r)^2)]^{0,5}$$

- **SL:** Área Adhesiva
- **π:** 3,1416 (constante)
- **R:** Radio coronal del poste (mm)
- **r:** Radio apical del poste (mm)
- **h**: Espesor de la muestra.

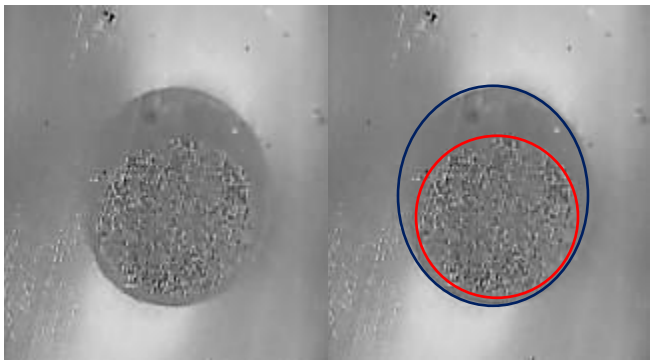


Figura III. Área de Poste (rojo) y área de Cemento (azul)

Luego de realizar la prueba de Push-out, cada cuerpo experimental fue observado y fotografiado por lado apical y coronal, utilizando una Lupa digital, para determinar los modos de fallo. Dos operadores calibrados evaluaron de forma independiente los modos de fallo, clasificándolos como falla adhesiva entre la dentina y el cemento; fallo adhesivo entre el poste y el cemento; fallo mixto; o fallo cohesivo en el poste.

Financiamiento: Respecto a los recursos económicos para solventar este estudio, fueron provistos por los investigadores, incluyendo alumnos y docente guía.

Análisis estadísticos de datos: La distribución normal de los datos y la homogeneidad de las variaciones se evaluaron utilizando el test Kolmogorov-Smirnov. El efecto de los tipos de polimerización, compatibilidad entre los agentes cementantes y sistemas adhesivos, y el uso de activadores se verifico mediante los test ANOVA y Tukey, viendo las diferencias significativas con las pruebas post hoc.

1. Metodología de trabajo

1.1 Variables:

La variable independiente estudiada fue la resistencia de unión, la cual es considerada como cuantitativa continua, mientras que las variables dependientes fueron Tipo de activación del cemento (con o sin activador), compatibilidad cemento/adhesivo (compatible, no compatible), tipo de polimerización (dual, fotopolimerización). Se detalla más en Tabla I.

Variable	***Definición Conceptual***
Resistencia de unión	Corresponde a una variable cuantitativa continua, definida conceptualmente como la fuerza necesaria aplicada lentamente de manera axial, y en sentido opuesto, para romper la unión entre el poste y el conducto radicular, su unidad de medida es en Megapascales (MPa)
Compatibilidad cemento/adhesivo	Corresponde a una variable cualitativa nominal, definida conceptualmente como el uso de un agente cementante con su adhesivo correspondiente (misma marca) o el uso de un agente cementante con un adhesivo distinto al recomendado por el fabricante.
Tipo de polimerización	Corresponde a una variable cualitativa nominal, definida conceptualmente como el tipo de reacción necesario para permitir al material polimerizar. Estas pueden ser mediante polimerización de foto o dual.

Tabla I. Variables de estudio y su definición Conceptual.

1.2 Calibración

Para disminuir la posibilidad de error en la etapa de experimentación, así como en la recolección de datos. Los investigadores fueron instruidos respecto al uso de los elementos a utilizar para las pruebas de resistencia traccional por un profesional experto en el área. Los 4 investigadores simularon tanto la etapa de experimentación como de recolección de datos a través de una prueba piloto, utilizando un grupo de dientes distinto a los que se usarán en la etapa de experimentación, a fin de practicar la técnica y distribuir a los investigadores en los distintos roles que implicó este estudio. Así, cada investigador tuvo una función específica, facilitando de esta manera, que exista estandarización respecto a cómo se realizó cada etapa. El investigador asignado para realizar los protocolos de cementación de cada grupo, será distinto al investigador que realizará el test de push-out.

Resultados:

Los resultados de la resistencia de unión del test de PS de los grupos de estudio, están presentadas en la Tabla II. En general los valores de resistencia de unión medida en MPa que fueron observados en este estudio, muestra que en el tercio cervical, la resistencia de unión fue mayor que en el tercio apical, este resultado se dio tanto en la estrategia adhesiva SE, como en ER y en todas las combinaciones de adhesivo/activador/cemento (compatibilidad y no compatibilidad) ($p< 0,05$) (Tabla II)
Un análisis de varianza (ANOVA), mostró que la resistencia de unión (RU) de los postes de fibra fue significativamente influenciada por el tipo de estrategia adhesiva utilizada. ($p<0,05$)

ESTRATEGIA ADHESIVA	POLIMERIZACIÓN / TERCIOS	COMPATIBILIDAD							
		CALIBRA				DUOCEM			
		PRIME BOND		ONE COAT		PRIME BOND		ONE COAT	
		DUAL	FOTO	DUAL	FOTO	DUAL	FOTO	DUAL	FOTO
SE	Cervical	6,02 ± 1,9 C	8,6 ± 1,2 B	11,1 ± 3,9 A	14,4 ± 4,9 A	8,4 ± 3,4 B	6,3 ± 2,5 C	7,1 ± 1,9 B	6,9 ± 1,8 C
	Medio	3,7 ± 1,6 B	4,2 ± 1,4 B	6,7 ± 1,5 A	7,9 ± 2,5 A	5,2 ± 3 A	3,5 ± 2,3 B	5,2 ± 1,8 A	2,7 ± 1,3 B
	Apical	2,2 ± 0,6 B	3,4 ± 1,3 B	5,2 ± 1,6 A	3,8 ± 1,8 B	2,7 ± 2,3 B	2,3 ± 2 B	2,3 ± 1,9 B	1,4 ± 0,6 C
ER	Cervical	11,5 ± 1,7 A	6 ± 1,6 C	7,8 ± 1,9 B	12,9 ± 2,7 A	12,1 ± 2,2 A	8,6 ±2,8 A	7,5 ± 1,3 B	9,2 ± 1,9 A
	Medio	9,1 ± 3,9 A	2,5 ± 1 C	5,2 ± 1 B	6,9 ± 1 B	5,9 ± 1,4 B	5,9 ± 1 B	6,7 ± 1,3 B	4,9 ± 1 B
	Apical	6,2 ± 2,2 A	3,1 ± 1,7 B	4,2 ± 1 B	6,3 ± 3,4 A	4,6 ± 1,5 B	5,2 ± 1,3 A	4,6 ± 1 B	4 ± 1,7 B

Tabla II. Valores de Resistencia de Unión (MPa) ± Desviación estándar (DS)

En relación a las estrategias adhesivas, la que mostró mayores resultados de RU en MPa fue mediante la estrategia ER. (Figura II)

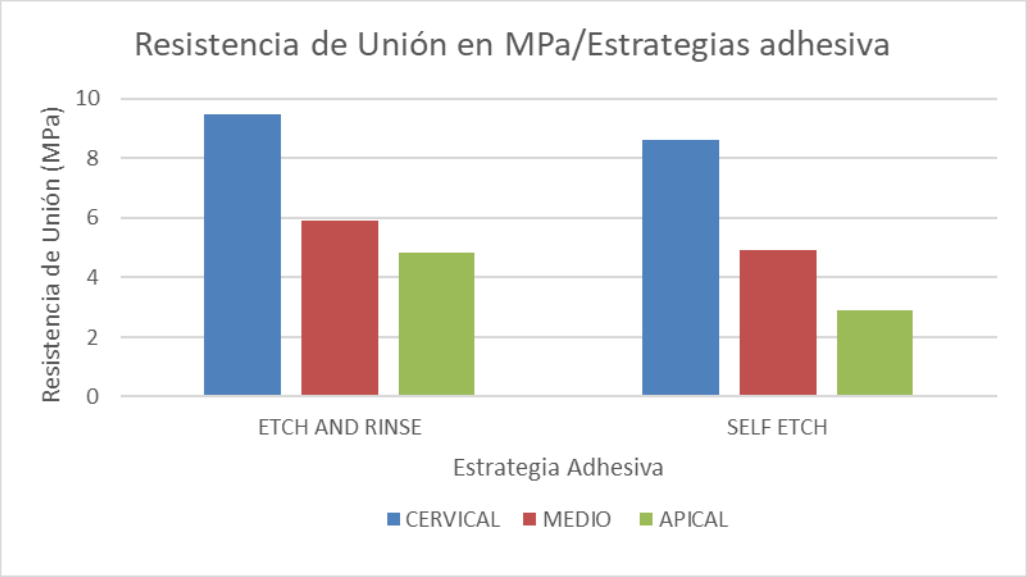


Figura II. Resistencia de unión en MPa vs. Estrategia Adhesiva

En la estrategia adhesiva SE, los PF cementados con Duocem y su protocolo compatible, con un tipo de polimerización dual o fotopolimerización, no presenta diferencia estadísticamente significativa en los valores de RU ($p<0,05$), mientras que en el protocolo no compatible, es decir utilizando adhesivo PB, se observa una mayor resistencia de unión en todos los tercios utilizando un tipo de polimerización dual (Figura III).

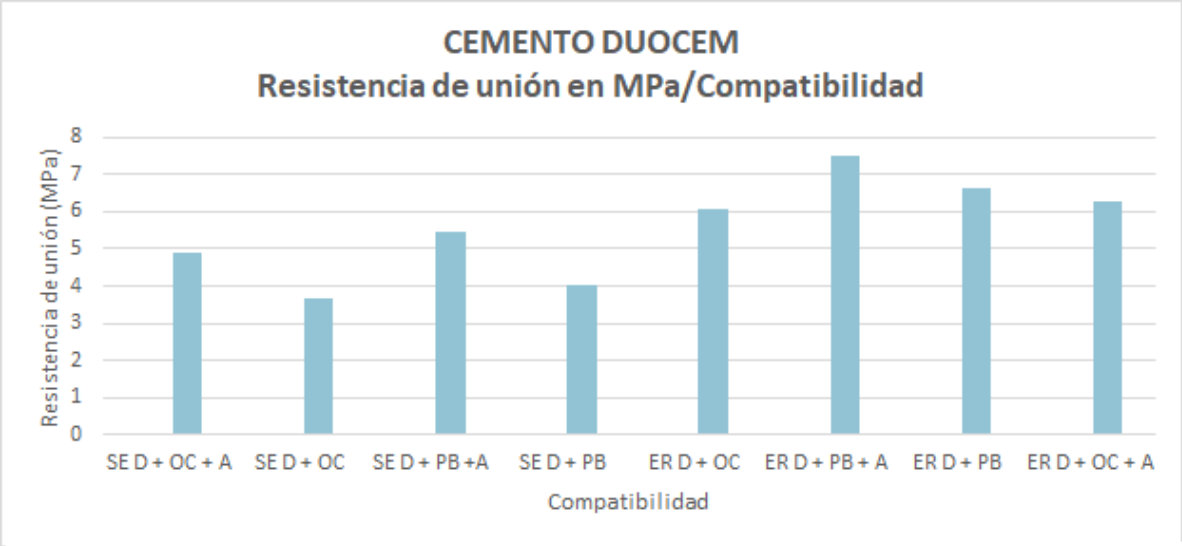


Figura III. Resistencias de Unión (MPa) vs. Estrategia adhesiva en Cemento DuoCem

También en SE, los PF cementados con Calibra presentaron un aumento significativo de la RU ($p<0,05$) en los grupos que no se utilizó activador (Fotopolimerización), en ambos protocolos de cementación (compatible y no compatible), tal y como se observa en la Tabla II.

En la estrategia adhesiva ER, los PF cementados con Calibra bajo un protocolo compatible (C+PB) y Duocem con protocolo no compatible (D+PB) presentaron un aumento estadísticamente significativo de la RU ($p<0,05$) en los grupos que se utilizó Activador (tipo de polimerización dual), tal como se ve en la Tabla I. A su vez, en ER, los PF cementados con Calibra bajo un protocolo no compatible(C + OC) y Duocem bajo un protocolo compatible (D+OC), se presenta un aumento estadísticamente significativo de la RU ($p<0,05$) en los grupos de Fotopolimerización (Tabla I.)(Figura IV).

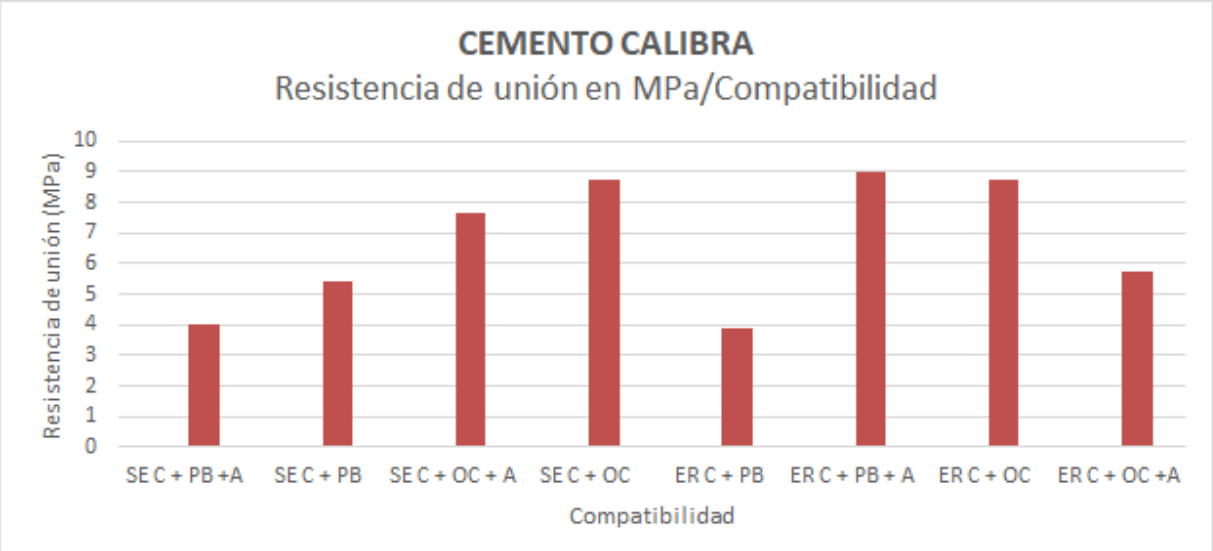


Figura IV. Resistencia de Unión (MPa) vs. Estrategia adhesiva en Cemento Calibra.

La evaluación del tipo de fallas bajo magnificación, mostró que la falla más prevalente fue adhesiva, entre el diente-dentina y la segunda falla más prevalente fue falla mixta (Tabla III).

	Tipo de Falla				
	Grupo	Adhesiva: dentina y cemento (%)	Adhesiva: poste de fibra y cemento (%)	Mixta (%)	Cohesiva (%)
SE	G1: C + PB + A	15 (50)	1 (3)	14 (47)	0 (0)
	G2: C + PB	18 (60)	3 (10)	6 (20)	3 (10)
	G3: D + OC + A	21 (70)	0 (0)	5 (17)	4 (13)
	G4: D + OC	21 (70)	0 (0)	5 (20)	4 (10)
	G5: C + OC + A	14 (47)	3 (10)	12 (40)	1 (3)
	G6: D + PB + A	10 (33)	0 (0)	11 (37)	9 (30)
	G7: C + OC	23 (77)	3 (10)	3 (10)	1 (3)
	G8: D + PB	19 (63)	0 (0)	10 (33)	1 (4)
ER	G9: C + PB	23 (76)	0 (0)	5 (17)	2 (7)
	G10: D + OC	21 (70)	3 (10)	6 (20)	0 (0)
	G11: D + PB + A	20 (67)	4 (13)	5 (17)	1 (3)
	G12: D + PB	23 (76)	1 (4)	6 (20)	0 (0)
	G13: C + PB + A	22 (73)	2 (7)	6 (20)	0 (0)
	G14: C + OC	29 (97)	0 (0)	1 (3)	0 (0)
	G15: D + OC + A	27 (90)	1 (3)	0 (0)	2 (7)
	G16: C + OC + A	22 (73)	2 (7)	6 (20)	0 (0)
	Total	328 (68)	23 (5)	101 (21)	28 (6)

Tabla III. Tipos de Fallas en el estudio, por grupos y cortes de la raíz del diente.

Discusión

Cuando se realiza una restauración en un diente tratado endodónticamente, en donde se requiera utilizar el conducto para otorgar mayor anclaje a la rehabilitación los odontólogos prefieren, generalmente, utilizar materiales que tengan un módulo elástico similar a la dentina, que sean capaces de crear una distribución homogénea del estrés al cual es sometido el diente, y por lo tanto ser capaces de disminuir la incidencia de fracturas radiculares. Los postes de fibra presentan un módulo elástico similar a la dentina por lo que distribuyen las tensiones a lo largo de la interfase poste/cemento/dentina y a la estructura dental restante de manera más uniforme, evitando así la concentración de tensiones y minimizando el riesgo de fracturas de raíz verticales[79–81], además tienen la ventaja de unirse a está a través de materiales adhesivos[2]. Actualmente, si bien existe una amplia gama de información basada en investigaciones relacionadas a postes de fibras, así como de los materiales utilizados para la cementación en base a resinas[8,82,83], constantemente estamos inmersos en la modalidad fluctuante del mercado relacionado a materiales dentales, ya sea con los lanzamientos de nuevos productos o con modificaciones de aquellos ya existentes, lo que nos impulsa realizar mayor investigación para comprender la interacción entre poste-cemento-diente.

Varios estudios han demostrado que la resistencia de unión de los cementos de resina a la dentina radicular es efectiva a nivel cervical pero débil a nivel del tercio apical[84–86]. Esta disminución hacia apical de la RU se asocia, en parte, al difícil acceso a esta zona, dificultando el acondicionamiento en el segmento apical, así como el control de la humedad y a la misma aplicación del cemento[84,85,87], incluso se sugiere que la disposición y estructura de los túbulos dentinarios en la región apical influyen. Al igual que Topcu et al.[88], concluyó que la resistencia de unión es menor en la región apical, posiblemente por el alcance de polimerización mayor que posee la región coronal, esto podría ser explicado por el alcance de la luz de la lámpara de fotopolimerización, ya que existe una menor distancia entre la lámpara y el material a polimerizar, permitiendo un mayor grado de conversión de monómero a polímero. Estudios han demostrado que el grado de conversión de monómeros en una cadena polimérica, es directamente proporcional a la intensidad de la fuente de la luz, si la fuente de la luz disminuye, la polimerización se verá disminuida[89], tal como sucede a nivel apical, en donde el alcance de la luz a esa región del diente es menor. El grado de polimerización de un material está directamente relacionado con la densidad de energía recibida por el material: cuanto mayor es la densidad de energía, mayor es el grado de curado, la resistencia y la rigidez de una resina compuesta[90,91]. Otro factor que podría estar influyendo en que los valores de RU en la región apical sean menores, es la dificultad para eliminar el exceso de adhesivo y evaporación del solvente, disminuyendo los valores de resistencia de unión a la dentina radicular[92]. Además de la disminución de la densidad de los túbulos dentinarios en la región apical, influye en que la RU sea considerablemente menor que en cervical[88].

Estos resultados también podrían estar influenciados porque la capa de cemento a nivel apical es más delgada, por lo que perdería significativamente la retención[84,93]. D'Arcangelo et al.[85] , reportaron altos valores de adhesión en el tercio cervical, que

fueron disminuyendo en el tercio medio y apical (13.61, 10.77 y 8.0 MPa respectivamente)[85] Al igual que en nuestro estudio, en donde se midió la resistencia de unión en los tres tercios del diente, dieron resultados concordantes a los estudios mencionados anteriormente, la resistencia de unión disminuye de cervical a apical. Debido a esto es que la hipótesis nula 1 se rechaza, puesto que existen diferencias en los valores de resistencia de unión en los distintos tercios radiculares.

Considerando las diferencias que existen entre los profesionales al momento de seleccionar el tipo de estrategia adhesiva, algunos fabricantes han lanzado al mercado sistemas adhesivos más versátiles que permiten al odontólogo decidir si utilizar estrategias ER o SE. Estudios previos aclararon que la adhesión a la dentina radicular se puede obtener con ambos estrategias probadas en este estudio, pero revelaron resultados controversiales[94]. Goracci et al.[95] mostraron que la fuerza de adhesión de un cemento autoadhesivo era comparable a una estrategia SE, pero más bajo que en ER. Radovic et al.[94] también probaron un enfoque ER, SE y autoadhesivo, y concluyeron que la estrategia de autograbado (SE) puede ofrecer una adhesión menos favorable a la dentina del conducto radicular en comparación con ER y los enfoques autoadhesivos, resultados que son comparables a los de nuestro estudio, ya que en general, obtuvieron mejores resultados al utilizar una estrategia ER en comparación al SE. Tomando en cuenta el escenario en que se encuentra la cementación del poste de fibra, el acceso limitado a la superficie de la dentina del conducto radicular puede entorpecer la eliminación total del agua presente en el conducto. Por lo tanto, el contenido de agua residual dentro del conducto es difícil de controlar. Por consiguiente, es probable que suceda lo mismo al momento de evaporar el solvente por secado con aire[96]. Una disminución de la capa adhesiva promoverá la eliminación del solvente, el solvente restante en el adhesivo dentro del conducto puede afectar la polimerización debido a la dilución de los monómeros, pudiendo formar vacíos y por lo tanto una hibridización incompleta[97]. En nuestro estudio para realizar un mayor control de esto se utilizó también conos de papel para secar el conducto, pero no podemos estar seguros de que esta haya sido eliminada en su totalidad. Posiblemente debido a todos estos antecedentes se ve reflejado la disminución de la RU en las estrategias SE en comparación a ER, si bien en general se acepta que el Smear Layer debe eliminarse o ser alterado con un acondicionador ácido, como se realiza en ER, para obtener una buena adhesión entre el sustrato de dentina desmineralizada y un sistema de unión aplicado[98] es necesario realizar estudios a longevidad sobre este tema para verificar que está RU no sea modificada en el tiempo. En consecuencia a lo nombrado anteriormente y tomando en consideración los resultados obtenidos en nuestro estudio, que presentan diferencias estadísticamente significativas en relación a los valores de RU utilizando diferentes estrategia adhesivas (SE y ER), es que la hipótesis nula 2 se rechaza.

Tay et al.[7] indicó previamente una posible incompatibilidad química entre los sistemas adhesivos con bajo pH y materiales resinosos. Esta incompatibilidad ocurre cuando las resinas de autocurado y curado dual son puestas en contacto con los monómeros acídicos de los sistemas adhesivos simplificados (ER y SE) o indirectamente al extraer agua de la dentina, resultando en una polimerización retrasada y/o hidrólisis de la interfaz, y en última instancia, comprometiendo el vínculo entre el adhesivo y el

cemento de resina. Esto puede ser debido a que en el proceso del SE, se sabe que hay formación de Smear Layer hibridizado debido a que incluyen soluciones ácidas de monómeros que permiten la permeabilidad de este. La capacidad de penetración de la capa de dentina depende del grosor que tenga el Smear Layer y de la agresividad de los monómeros de autograbado[99], cuando el monómero de autograbado no se graba profundamente, el adhesivo no podrá establecer una unión firme con la dentina, por lo tanto, existe la posibilidad de que se genere una falla en los orificios de los túbulos dentinarios formando Smear Plugs, cuya unión a la dentina es muy baja[100]. En otros estudios, se especula que una de las razones de las fallas de esta "capa sub-híbrida" es la infiltración incompleta de un monómero adhesivo en la dentina desmineralizada, debido a que la polimerización es inhibida por la presencia de agua residual, dando lugar a monómeros ácidos no polimerizados que continúan grabando dentina[101]. En nuestro estudio se utilizaron los adhesivos Prime&Bond Elect (pH 2,5) y One Coat 7 Universal (pH 2,8), ante una estrategia adhesiva SE, se observaron altos valores de RU, estadísticamente significativos, cuando se utilizaba Calibra junto al adhesivo One Coat (Grupo 7 C+OC), lo cual se condice con investigaciones anteriores debido a la diferencia en la acidificación de los monómeros que presentan ambos sistemas adhesivos, siendo One Coat levemente menos ácido que el Prime&Bond. Debido a lo anterior, se rechaza la hipótesis nula 3, la cual menciona que no existe diferencia en la RU bajo protocolos de cementación compatible y no compatible.

En un estudio en relación a la compatibilidad de los cementos con distintos sistemas adhesivos y la aplicación de un activador, en donde su objetivo era evaluar la influencia directa del pH sobre la resistencia de unión con cementos de resina de polimerización dual sin tener en cuenta otros factores que podrían afectar la interpretación de los resultados, tales como el almacenamiento de agua y el ciclo térmico, esta metodología permitió la evaluación directa de la compatibilidad entre diferentes adhesivos y cementos de resina de polimerización dual[8]. La asociación de los modos de activación, físicos y químicos, conducen a valores mayores de resistencia de unión[8]. En el estudio de Franco et al.[8] se concluye que aunque el pH de los adhesivos no influyó en los valores de la fuerza de unión con el cemento de resina de doble curado utilizados en dicho estudio, es aconsejable que los profesionales eviten la combinación de productos de diferentes fabricantes, de la misma manera, es importante que también eviten la combinación de adhesivos ácidos, como aquellos sistemas de una botella, self-etching primers o los sistemas all-in-one con materiales de curado químico[8].
En el caso de nuestro estudio, se observó que en algunos grupos, en donde se ponía a prueba la compatibilidad de los materiales, sin tomar en cuenta la estrategia adhesiva utilizada, los Grupos 5 SE (C+OC+A), 6 SE (D+PB+A), 7 SE (C+OC), 11 ER (D+PB+A) y 14 ER (C+OC), mostraron resultados mayores que aquellos cementados bajo los protocolos compatibles. Pero, de forma contraria, también se observó valores mayores estadísticamente significativos al evaluar la RU, en el Grupo 13 ER (C+PB+A) en donde el cemento Calibra fue utilizado con el adhesivo Prime & Bond Elect (protocolo compatible) y se adicionó el Activador, este presentó resultados significativamente mayores de RU, al ser utilizados bajo una estrategia adhesiva ER, de forma contraria a los valores del Grupo 5 en donde se utilizó un protocolo no compatible (C+OC) más el Activador, en una estrategia SE, y el Grupo 14 (C+OC), en ER, arrojaron valores similares al Grupo 11. Al mismo tiempo, los Grupos 5, 11 y 14 tuvieron valores similares

a los que resultaron del Grupo 13, el cual fue el resultado que mostró un aumento estadísticamente significativo. Debido a lo anterior, se rechaza la hipótesis nula 3, la cual establece que no existen diferencias en los valores de RU en protocolos compatibles y no compatibles.

Algunos sistemas adhesivos diseñados para fotopolimerización se han complementado con un Activador de autocurado, no sólo para garantizar la polimerización completa en partes más profundas de la cavidad, sino también para evitar la posible incompatibilidad química con resinas de autopolimerización o de curado dual (es decir, reacción ácido-base). La mayoría de los activadores de autopolimerización contemporáneos contienen sales de ácidos sulfínicos aromáticos, que presumiblemente reaccionan con los monómeros ácidos no polimerizados en una reacción redox para la generación de radicales libres. También pueden promover la polimerización eliminando oxígeno, produciendo así capas más delgadas inhibidas con aire con menos monómeros ácidos. Sin embargo, se ha informado que la adhesión a la dentina de las resinas autocurables y de curado dual depende de la composición química del sistema adhesivo y no se mejora necesariamente incluyendo un Activador autocurables en el procedimiento de unión[102]. Se cree que la principal característica de los cementos de polimerización dual, es la formación de una capa híbrida que se extiende en toda la interfase[48] . Es por esto que hay estudios que justifican el uso de estos cementos de polimerización dual en restauraciones coronales más que en los espacios para postes. Adicionalmente, la contracción inherente a los cementos de resina, posterior a la reacción de polimerización, se transforma en un estrés residual entre el cemento y la dentina[103]. Estos factores en conjunto con la presencia de una cavidad geométricamente desfavorable y que presenta un alto factor C, como en el caso del conducto radicular, parecieran estar involucrados en la formación de Gaps en la interfase cemento-dentina. Schiltz et al[104], utilizando un cemento de resina de polimerización dual, mediante la utilización de un activador, informaron que la resistencia de unión era inversamente proporcional al intervalo entre la aplicación del cemento y la fotopolimerización. Afirmaron que la reacción entre los monómeros ácidos y la amina terciaria ocurre lentamente. Breeding et al.[105] informaron que si un cemento de doble curado se polimeriza sólo de forma química, habrá un bajo grado de conversión de los monómeros a polímeros y, en consecuencia, un bajo valor de RU. Sin embargo, la asociación de los modos de activación, físicos y químicos, conduce a un mayor grado de RU. En estudios realizados en relación a la RU, se ha demostrado que los mayores valores de RU en dentina se obtuvieron con cementos de resina de polimerización dual, al ser comparados con aquellos de fotopolimerización. Controversialmente en nuestro estudio se observaron resultados menores estadísticamente significativos de RU en los grupos G16(C+OC), G3 (D+OC) y G1(C+PB), los cuales presentaban la acción del Activador. En consecuencia a lo mencionado anteriormente, se observa diferencias significativas estadísticamente en los valores de RU en los postes cementados con tipos de polimerización dual o foto, por lo tanto la hipótesis nula 4 se rechaza.

Respecto al tipo de fractura que predominó, tras el análisis de las muestras al microscopio posterior al test PS, fue posible constatar que la falla más común fue la

adhesiva, específicamente aquella dada entre el cemento adhesivo y la dentina radicular, resultado consistente con estudios anteriores[79]Así mismo, la segunda falla más prevalente fue la falla mixta, aquella donde se observó parte del cemento en el poste y otra parte en la dentina. En general, los resultados fueron similares para todos los grupos, siendo la falla adhesiva entre dentina y cemento la más prevalente. Sin embargo, es posible observar que los porcentajes más bajos asociados a esta falla, fueron en aquellos grupos que usaron SE, encontrándose incluso valores de 33%. Por el contrario, en los grupos sometidos a ER, los valores fueron consistentemente más altos alcanzando incluso valores del 90% y 97%. Esto hace suponer que este factor puede establecer cierta predictibilidad respecto a una eventual falla y al tipo de esta. Esto además está sustentado por el hecho de que al no considerar el factor SE/ER, los resultados no presentaron variaciones importantes.

Debido a las condiciones del estudio (in vitro), estos resultados no pueden ser generalizados a situaciones clínicas. Repetir este estudio con el uso de productos de otros fabricantes podría dar lugar a diferentes resultados. Se necesitan otros estudios para evaluar el envejecimiento, el ciclo de carga y la estabilidad a largo plazo de estos materiales.

Conclusiones

En la presente investigación, de acuerdo a los resultados obtenidos, se puede concluir que la RU presenta variaciones estadísticamente significativas en la cementación de PF:

- Dependiendo del tercio radicular en el cual sea medida, disminuye del tercio cervical al tercio apical.
- Dependiendo de la estrategia adhesiva utilizada, en donde ER fue más efectiva en valores de RU en comparación a SE.
- Dependiendo del protocolo de cementación, en donde los protocolos compatibles presentan diferencias con los no compatibles
- Dependiendo del tipo de polimerización, en la cual existen diferencias al utilizar un curado de tipo dual o fotocurado.

Sin embargo, se deben considerar factores como el ciclo de carga y estabilidad a largo plazo de los materiales a utilizar, con el fin de reproducir de manera fidedigna el comportamiento de dichos materiales y las variables estudiadas, en condiciones como las del medio bucal.

Sugerencias

Se requieren estudios de longevidad en relación a las estrategias adhesivas, ER y SE, con el fin de verificar posibles variaciones de la RU en el tiempo.

Es recomendable también, replicar el estudio utilizando otros sistemas adhesivos, para evaluar su comportamiento in vitro utilizando las mismas variables, y ver si existen diferencias significativas entre estos.

Resumen

Introducción: Investigaciones han usado diferentes pruebas para evaluar la resistencia de unión de los postes de fibra de vidrio (PF) a la dentina intrarradicular. Sin embargo, existe poca o nula evidencia en relación al uso de un adhesivo de una marca distinta al agente cementante (AC) sometidos al test push-out (PS).
Objetivo: Evaluar y comparar la resistencia de unión (RU) en MPa al test PS que presentan los PF, en relación a las estrategias adhesivas, tipo de polimerización y compatibilidad del mismo con dos AC resinosos.
Materiales y métodos: 80 premolares unirradiculados divididos en 16 grupos según las variables: RU, estrategia adhesiva y tipo de polimerización. Cada raíz fue seccionada en cortes de 1 mm de espesor. Se realizó PS utilizando una máquina de ensayo universal (Instron, EMIC 3345) seguido de análisis estadístico ANOVA(1 vía).
Resultados: La RU de los PF fue significativamente influenciada por la estrategia adhesiva utilizada. ($p<0,05$). En tercio cervical la RU fue mayor en todos los grupos. Se observaron resultados de mayor RU en estrategia Etch-and-Rinse (ER).
Discusión: Se obtuvo mejores resultados al utilizar una estrategia en comparación al SE, explicados por una posible incompatibilidad entre componentes de los sistemas adhesivos y el AC. Protocolos que utilizan polimerización dual presentan valores der RU diferentes a los fotoactivados. Protocolos compatibles presentan diferencias a los no compatibles.
Conclusiones: El tipo de polimerización, compatibilidad y estrategia adhesiva, podrían ser responsables de diferencias en RU.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Bitter K, Noetzel J, Stamm O, et al. Randomized Clinical Trial Comparing the Effects of Post Placement on Failure Rate of Postendodontic Restorations: Preliminary Results of a Mean Period of 32 Months. *J Endod*. 2009;35(11):1477-1482. doi:10.1016/j.joen.2009.07.026.

2. Macedo VC, Faria E Silva AL, Martins LRM. Effect of cement type, relining procedure, and length of cementation on pull-out bond strength of fiber posts. *J Endod*. 2010;36(9):1543-1546. doi:10.1016/j.joen.2010.04.014.

3. Schmage P, Pfeiffer P, Pinto E, Platzer U, Nergiz I. Influence of oversized dowel space preparation on the bond strengths of FRC posts. *Oper Dent*. 2009;34(1):93-101. doi:10.2341/08-53.

4. Boschian Pest L, Cavalli G, Bertani P, Gagliani M. Adhesive post-endodontic restorations with fiber posts: Push-out tests and SEM observations. *Dent Mater*. 2002;18(8):596-602. doi:10.1016/S0109-5641(02)00003-9.

5. Akgungor G, Akkayan B. Influence of dentin bonding agents and polymerization modes on the bond strength between translucent fiber posts and three dentin regions within a post space. *J Prosthet Dent*. 2006;95(5):368-378. doi:10.1016/j.prosdent.2006.02.027.

6. Schwartz RS, Robbins JW. Post placement and restoration of endodontically treated teeth: a literature review. *J Endod*. 2004;30(5):289-301. doi:10.1097/00004770-200405000-00001.

7. Suh B Feng L Pashley D Tay F. Factors contributing to the incompatibility between simplified-step adhesives and chemically-cured or dual-cured composites. Part III. Effect of acidic resin monomers. *J Adhes Dent*. 2003;5(4):267-282.

8. Franco EB, Lopes LG, D'alpino PHP, Pereira JC, Mondelli RFL, Navarro MFL. Evaluation of compatibility between different types of adhesives and dual-cured resin cement. *J Adhes Dent*. 2002;4(4):271-275. http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12666746.

9. Rathke A, Balz U, Muche R, Haller B. Effects of self-curing activator and curing protocol on the bond strength of composite core buildups. *J Adhes Dent*. 2012;14(1):39-46. doi:10.3290/j.jad.a21541.

10. De Munck J, Van Meerbeek B, Satoshi I, Vargas M, Yoshida Y AS, Al. E. Microtensile bond strengths of one-and two-step self-etch adhesives to bur-cut enamel and dentin. *Am J Dent*. 2003;16:414-420.

11. Pashley DH, Tay FR, Breschi L, et al. State of the art etch-and-rinse adhesives. *Dent Mater*. 2011;27(1):1-16. doi:10.1016/j.dental.2010.10.016.

12. Lam CW, Wilson PR. Crown cementation and pulpal health. *Int Endod J*. 1999;32(4):249-256. doi:10.1046/j.1365-2591.1999.00218.x.

13. Pamato S, do Valle A, de Andrade G, Vidotti H, So M, Pereira J. Does hybridized dentin affect bond strength of self-adhesive resin cement? *J Clin Exp Dent*. 2016;3(4):0-0. doi:10.4317/jced.52980.

14. Zicari F, Couthino E, De Munck J, et al. Bonding effectiveness and sealing ability of fiber-post bonding. *Dent Mater*. 2008;24(7):967-977. doi:10.1016/j.dental.2007.11.011.

15. Durâo Mauricio PJ1, González-López S A-M, JA, Félix S G-RM. Comparison of Regional Bond Strength in Root Thirds Among Fiber-Reinforced Posts Luted With Different Cements Paolo. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2008;83(2):364-372. doi:10.1002/jbmb.

16. Pedreira APR V, Pegoraro LF, de Góes MF, Pegoraro TA, Carvalho RM. Microhardness of resin cements in the intraradicular environment: Effects of water storage and softening treament. *Dent Mater*. 2009;25(7):868-876. doi:10.1016/j.dental.2009.01.096.

17. Kim YK, Kim SK, Kim KH, Kwon TY. Degree of conversion of dual-cured resin cement light-cured through three fibre posts within human root canals: An ex vivo study. *Int Endod J*. 2009;42(8):667-674. doi:10.1111/j.1365-2591.2009.01565.x.

18. Foxton RM, Nakajima M, Tagami J, Miura H. Adhesion to root canal dentine using one and two-step adhesives with dual-cure composite core materials. *J Oral Rehabil*. 2005;32(2):97-104. doi:10.1111/j.1365-2842.2004.01404.x.

19. Schwartz RS, Summitt JB. RJ. *Fundamentos En Odontología, Operatoria Un Logro Contemporáneo*. (D'Vinni, ed.). Colombia; 1999.

20. Sharath Chandra S. M. et al. Fracture resistance of endodontically treated single rooted premolars restored with Sharonlay: An in vitro study. *J Conserv Dent*. 2016;19(3):270-273.

21. Barrancos Mooney J B. *Alternativas Posendónticas. Operatoria Dental, Integración Clínica*. Vol 4ta edició.

22. Weine FS. *Restauración Del Diente Endodonciado. Tratamiento Endodóncico*. 5ta Edició. (Harcourt Brace, ed.). Madrid, España: 757762; 1997.

23. Alfaro V; Germain F; Navarro A (2010): comparación en la distribución del cemento y resistencia a la fuerza traccional entre tres técnicas de cementación de postes: un estudio in vitro. Trabajo de investigación requisito para optar al título de cirujano d. 2010:2010.

24. Nocchi Conceicão E, Brito A MJ. *Odontología Restauradora: Salud Y Estética*. 2° Edición. Buenos Aires: Editorial Médica Panamericana; 2008.

25. Backland I. *Restauración de Dientes Sujetos a Tratamiento Endodóntico. Endodoncia*. 5ta Edició. (Mc GrawHill, ed.). Estados Unidos; 2004.

26. Cardoso R; Gonzalves E. *Capitulo 9 Tornillos Intrarradiculares de Fibra de*

Vidrio, Carbono Y Cerámicos. Odontología Estética, Nueva Generación. 4ta Edició. (Artes Médicas Limitada, ed.). Sao Paulo, Brasil; 2003.

27. Choi Y, Pae A, Park EJ, Wright RF. The effect of surface treatment of fiber-reinforced posts on adhesion of a resin-based luting agent. *J Prosthet Dent*. 2010;103(6):362-368. doi:10.1016/S0022-3913(10)60078-9.

28. Rasimick BJ, Wan J, Musikant BL, Deutsch AS. A Review of Failure Modes in Teeth Restored with Adhesively Luted Endodontic Dowels. *J Prosthodont*. 2010;19(8):639-646. doi:10.1111/j.1532-849X.2010.00647.x.

29. Henostroza GH. *Adhesión En Odontología Restauradora*. 2da edició. Madrid, España: Ed. Ripano; 2010.

30. 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;97(3):165-172. doi:10.1016/j.prosdent.2007.01.008.

31. Ferrari M, Vichi A, Grandini S. Efficacy of different adhesive techniques on bonding to root canal walls: An SEM investigation. *Dent Mater*. 2001;17(5):422-429. doi:10.1016/S0109-5641(00)00102-0.

32. Ferrari M; Vichi A; Grandini S; Goracci C. Efficacy of a Self-Curing Adhesive-Resin Cement System on Luting Glass-Fiber Posts Into Root Canals: An SEM Investigation. *Int J Prosthodont*. 2001;14:543-549. https://www.ncbi.nlm.nih.gov/labs/articles/12066701/.

33. Vallittu PK, Kurunmaki H. Bond strength of fibre-reinforced composite to the metal surface. *J Oral Rehabil*. 2003;30(9):887-892. doi:10.1046/j.1365-2842.2003.01076.x.

34. Albashaireh ZS, Ghazal M, Kern M. Effects of endodontic post surface treatment, dentin conditioning, and artificial aging on the retention of glass fiber-reinforced composite resin posts. *J Prosthet Dent*. 2010;103(1):31-39. doi:10.1016/S0022-3913(09)60212-2.

35. Cormier CJ, Burns DR, Moon P. In vitro comparison of the fracture resistance and failure mode of fiber, ceramic, and conventional post systems at various stages of restoration. *J Prosthodont*. 2001;10(1):26-36. doi:10.1053/jpro.2001.23777.

36. Akkayan B, Gülmez T. Resistance to fracture of endodontically treated teeth restored with different post systems. *J Prosthet Dent*. 2002;87(4):431-437. doi:10.1067/mpr.2002.123227.

37. Martínez-Insua a, da Silva L, Rilo B, Santana U. Comparison of the fracture resistances of pulpless teeth restored with a cast post and core or carbon-fiber post with a composite core. *J Prosthet Dent*. 1998;80(5):527-532. doi:S0022391398002546 [pii].

38. Newman MP, Yaman P, Dennison J, Rafter M, Billy E. Fracture resistance of

endodontically treated teeth restored with composite posts. *J Prosthet Dent*. 2003;89(4):360-367. doi:Doi 10.1067/Mpr.2003.75.

39. Al-Hazaimeh N, Gutteridge DL. An in vitro study into the effect of the ferrule preparation on the fracture resistance of crowned teeth incorporating prefabricated post and composite core restorations. *Int Endod J*. 2001;34(1):40-46. doi:10.1046/j.1365-2591.2001.00351.x.

40. Stankiewicz NR, Wilson PR. The ferrule effect: A literature review. *Int Endod J*. 2002;35(7):575-581. doi:10.1046/j.1365-2591.2002.00557.x.

41. Ferrari M; Vichi A; Mannocci F; Mason PN. Retrospective study of the clinical performance of fiber posts. *Am J Dent*. 2000;Vol 13.

42. Malferrari S, Monaco C, Scotti R. Clinical Evaluation of Teeth Restored with Quartz Fiber– Reinforced Epoxy Resin Posts Silvia. *Int J Prosthodont*. 2003;16(1):39-45.

43. Yenisey M, Kulunk S. Effects of chemical surface treatments of quartz and glass fiber posts on the retention of a composite resin. *J Prosthet Dent*. 2008;99(1):38-45. doi:10.1016/S0022-3913(08)60007-4.

44. Aksornmuang J; Nakajima M; Foxton RM; Tagami J. Regional bond strengths of a dualcure resin core material to translucent quartz fiber post. *Am J Dent*. 2006;19:51-55.

45. GarciaGodoy MFGCGS, M FF. No TitleScanning electron microscopic evaluation of fiber postresin core units built up with different resin composite. *Am J Dent*. 2005;18:61-65.

46. Kalkan M, Usumez A, Ozturk AN, Belli S, Eskitascioglu G. Bond strength between root dentin and three glass-fiber post systems. *J Prosthet Dent*. 2006;96(1):41-46. doi:10.1016/j.prosdent.2006.05.005.

47. Ferrari M, Mannocci F, Vichi A, Cagidiaco MC, Mjör IA. Bonding to root canal: structural characteristics of the substrate. *Am J Dent*. 2000;13(5):255-260.

48. Monticelli F, Ferrari M, Toledano M. Cement system and surface treatment selection for fiber post luting. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2008;13(3):214-221. doi:1111111498 [pii].

49. Perdigão J. Restoration of Root CanalTreated Teeth An Adhesive Dentistry PerspectiveNo Title. *Springer Int Switz*. 2016:67-86.

50. Nakabayashi N, Kojima K, Masuhara E. The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. *J Biomed Mater Res*. 1982;16(3):265-273. doi:10.1002/jbm.820160307.

51. Goracci C, Sadek FT, Monticelli F, Cardoso PEC, Ferrari M. Microtensile bond strength of self-etching adhesives to enamel and dentin. *J Adhes Dent*. 2004;6(4):313-318. http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22724109.

52. Perdigão J, Gomes G, Duarte S, Lopes MM. Enamel bond strengths of pairs of adhesives from the same manufacturer. *Oper Dent*. 2005;30(4):492-499.

53. Spreafico D, Semeraro S, Mezzanzanica D, et al. The effect of the air-blowing step on the technique sensitivity of four different adhesive systems. *J Dent*. 2006;34(3):237-244. doi:10.1016/j.jdent.2005.06.004.

54. Wang Y, Spencer P, Hager C, Bohaty B. Comparison of interfacial characteristics of adhesive bonding to superficial versus deep dentine using SEM and staining techniques. *J Dent*. 2006;34(1):26-34. doi:10.1016/j.jdent.2005.03.004.

55. Koshiro K, Inoue S, Tanaka T, et al. In vivo degradation of resin-dentin bonds produced by a self-etch vs. a total-etch adhesive system. *Eur J Oral Sci*. 2004;112(4):368-375. doi:10.1111/j.1600-0722.2004.00141.x.

56. Pashley DH, Tay FR. Aggressiveness of contemporary self-etching adhesives Part II: Etching effects on unground enamel. *Dent Mater*. 2001;17(5):430-444. doi:10.1016/S0109-5641(00)00104-4.

57. Van Meerbeek B, Perdigão J, Lambrechts P, Vanherle G. The clinical performance of adhesives. *J Dent*. 1998;26(1):1-20. doi:10.1016/S0300-5712(96)00070-X.

58. Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y et al. Buonocore memorial lectura. Adhesion to enamel and dentin: current status and futura challenges. *Oper DEnt*. 2003;28:215-235.

59. De Munck J, Vargas MA, Iracki J et al. One-day bonding effectiveness of new self-etch adhesives to bur-cut enamel and dentin. *Oper Dent*. 2005;30:39-49.

60. Tay FR, Pashley DH, Suh BI, Carvalho RM, Itthagarun A. Single-step adhesives are permeable membranes. *J Dent*. 2002;30(7-8):371-382. doi:10.1016/S0300-5712(02)00064-7.

61. Tay FR PD. Water treeingda potential mechanism for degradation of dentin adhesives. *Am J Dent*. 2003;16:6-12.

62. Sensi LG, Lopes GC, Monteiro S Jr et al. Dentin bond strength of self-etching primers/adhesives. *Oper Dent*. 2005;30:63-68.

63. Can Say E, Nakajima M, Senawongse P, et al. Microtensile bond strength of a filled vs unfilled adhesive to dentin using self-etch and total-etch technique. *J Dent*. 2006;34(4):283-291. doi:10.1016/j.jdent.2005.07.003.

64. Miguez P a, Castro PS, Nunes MF, Walter R, Pereira PNR. Effect of acid-etching on the enamel bond of two self-etching systems. *J Adhes Dent*. 2003;5(2):107-112. http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/14964677.

65. Díaz-Romeral P, Orejas J, López J VT. Cementado adhesivo de restauraciones totalmente cerámicas. *Científica Dent Rev científica Form Contin*. 2009;6(2):137-151. http://europa.sim.ucm.es/compludoc/AA?articuloId=709645.

66. Collío IB. Estudio comparativo in vitro de la tracción diametral y dureza superficial, entre una resina compuesta fluida y dos cementos de resina de curado dual. 2006.

67. Nova V, Karygianni L, Altenburger MJ, Wolkewitz M, Kielbassa AM, Wrbas KT. Pull-out bond strength of a fibre-reinforced composite post system luted with self-adhesive resin cements. *J Dent*. 2013;41(11):1020-1026. doi:10.1016/j.jdent.2013.08.011.

68. Garcia RN, Schaible BR, Lohbauer U, Carlos L, Miguel M. Bond strength of self-adhesive resin cements to deep dentin. 2011;8(4):431-438.

69. Vivek Hegde, Sameer Jadhav GBA. A clinical survey of the output intensity of 200 light curing units in dental offices across Maharashtra. *J Conserv Dent*. 2009;12(3):105-108. doi:10.4103/0972-0707.57633.

70. Carvalho FDAR, Almeida RC, Almeida MA, Cevidanes LHS, Leite MCAM. Efficiency of light-emitting diode and halogen units in reducing residual monomers. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2010;138(5):617-622. doi:10.1016/j.ajodo.2008.10.023.

71. (Phillips R. Past, Present and Future of composite resin systems. *Dent Clin North Am*. 1981;Vol.25 No.

72. Lutz F, Phillips RW. A classification and evaluation of composite resin systems. *Oper Dent*. 1983;50(4):480-488. doi:10.1016/0022-3913(83)90566-8.

73. Demunck J, Van Landuyt K, Peumans M, et al. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: Methods and results. *J Esthet Restor Dent*. 2010;22(1):72-73. doi:10.1111/j.1708-8240.2009.00315.x.

74. Sanares AM, Itthagarun A, King NM, Tay FR, Pashley DH. Adverse surface interactions between one-bottle light-cured adhesives and chemical-cured composites. *Dent Mater*. 2001;17(6):542-556.

75. Schittly E, Bouter D, Le Goff S, Degrange M, Attal J-P. Compatibility of five self-etching adhesive systems with two resin luting cements. *J Adhes Dent*. 2010;12(2):137-142. doi:10.3290/j.jad.a17546.

76. Cheong C, King NM, Pashley DH, Ferrari M, Toledano M, Tay FR. Incompatibility of self-etch adhesives with chemical/dual-cured composites: two-step vs one-step systems. *Oper Dent*. 28(6):747-755.

77. Mazzitelli C, Ferrari M, Toledano M, Osorio E, Monticelli F, Osorio R. Surface roughness analysis of fiber post conditioning processes. *J Dent Res*. 2008;87(2):186-190. doi:10.1177/154405910808700204.

78. Rezende EC. Effects of Dentin Moisture on Cementation of Fiber Posts to Root Canals. 2016;18(1):29-34. doi:10.3290/j.jad.a35516.

79. Fokkinga W a, Kreulen CM, Vallittu PK, Creugers NHJ. A structured analysis of in vitro failure loads and failure modes of fiber, metal, and ceramic post-and-

core systems. *Int J Prosthodont*. 2004;17(4):476-482.

80. Barcellos RR, Correia DP, Farina AP et al. Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with intra-radicular post: the effects of post system and dentine thickness. *J Biomech*. 2013:2572-2577.

81. Lassila LV, Tanner J, Le Bell AM et al. Flexural properties of fiber reinforced root canal posts. *Dent Mater*. 2004;20:29-36.

82. Relevance C. Effect of Resin Cement System and Root Region on the Push-out Bond Strength of a Translucent Fiber Post. 2012:80-86. doi:10.2341/11-035-L.

83. Finger WJ, Osada T, Tani C, Endo T. Compatibility between self-etching adhesive and self-curing resin by addition of anion exchange resin. 2005:1044-1050. doi:10.1016/j.dental.2005.03.008.

84. Arcangelo CD, Cinelli M, De F, Amario MD, Aquila L. The effect of resin cement film thickness on the pullout strength of a fiber- reinforced post system. 2007.

85. D'Arcangelo C, Zazzeroni S, D'Amario M et al. Bond strengths of three types of fibrereinforced post systems in various regions of root canals. *Int Endod J*. 2008;41:322-328.

86. Hayashi M, Okamura K, Wu H et al. The root canal bonding of chemical-cured totaletch resin cements. *J Endod*. 2008;34:583-586.

87. Spazzin A, De Moraes R, Cechin D, Farina Ana Paula, Carlini-Junior B C-SL. Morphological analysis of gass, carbon and glass/carbon fiber post and bonding to self or dual-cured resin luting agents. *J Apll Sci*. 2009:467-480.

88. Topcu FT, Erdemir U, Sahinkesen G et al. Push-out bond strengths of two fiber post types bonded with different dentin bonding agents. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2010:359-366.

89. Silikas N, Eliades G, Watts DC. Light intensity effects on resin-composite degree of conversion and shrinkage strain. 2000;16:292-296.

90. A. R. Benetti, E. Asmussen AP. Influence of Curing Rate of Resin Composite on the Bond Strength to Dentin. *Oper Dent*. 2007;32:144-148.

91. Peutzfeldt A AE. Resin composite properties and energy density of light cure. *J Dent Res*. 2005:659-662.

92. Schwartz RS. Adhesive Dentistry and Endodontics . Part 2 : Bonding in the Root Canal System — The Promise and the Problems : A Review Bonding Resin to Dentin. 2006;32(12):1125-1134. doi:10.1016/j.joen.2006.08.003.

93. Aksornmuang J, Nakajima M, Senawongse P TJ. Effects of C-factor and resin volume on the bonding to root canal with and without fibre post insertion. *J Dent*. 2011;(39):422-429.

94. Radovic I, Mazzitelli C, Chieffi N, Evaluation FM. Evaluation of the adhesion of fiber posts cemented using different adhesive approaches. 2008;(27):557-563.

95. Goracci C, Sadek FT, Fabianelli A, Tay FR FM. Evaluation of the adhesion of fiber posts to intraradicular dentin. *Oper Dent*. 2005;30:627-635.

96. Zheng L, Pereira PN, Nakajima M, Sano H TJ. Relationship between adhesive thickness and microtensile bond strength. *Oper Dent*. 2001:97-104.

97. Hashimoto M, Ito S, Tay FR, Svizero NR SH, Kaga M et al. Fluid movement across the resin-dentin interface during and after bonding. *J Dent Res*. 2004:843-848.

98. Tanumiharja M, Burrow MF TM. Microtensile bond strengths of seven dentin adhesive systems. *Dent Mater*. 2000;16:180-187.

99. Tay FR PD. Aggressiveness of contemporary selfetching systems. I: depth of penetration beyond dentin smear layers. *Dent Mater*. 2001;17:296-308.

100. Pashley DH. The effects of acid etching on the pulpodentin complex. *Oper Dent*. 1992;12:229-242.

101. Wang Y SP. Continuing etching of an all-in-one adhesive in wet dentin tubules. *J Dent Res*. 2005:350-354.

102. Rathke A., Balz U., Muche R. HB. Effects of self-curing activator and curing protocol on the bond strength of composite core buildups. *J Adhes Dent*. 2012;(14):39-46.

103. Nakamura T, Wakabayashi K KS, Nishida H, Miyamae M YH. Mechanical properties of new self adhesive resin-based cement. *J Prosthodont Res*. 2010;54:59-64.

104. Schiltz MY, Cincione F, Derijk W SB. No Bond strength of single bottle adhesives to self-cured composites on dentin. *J Dent Res*. 2000;79:374.

105. Bredding LC. Dixon DL CW. The Curing potential of ligh-activated composite resin luting agents. *1991*. (65):512-518.

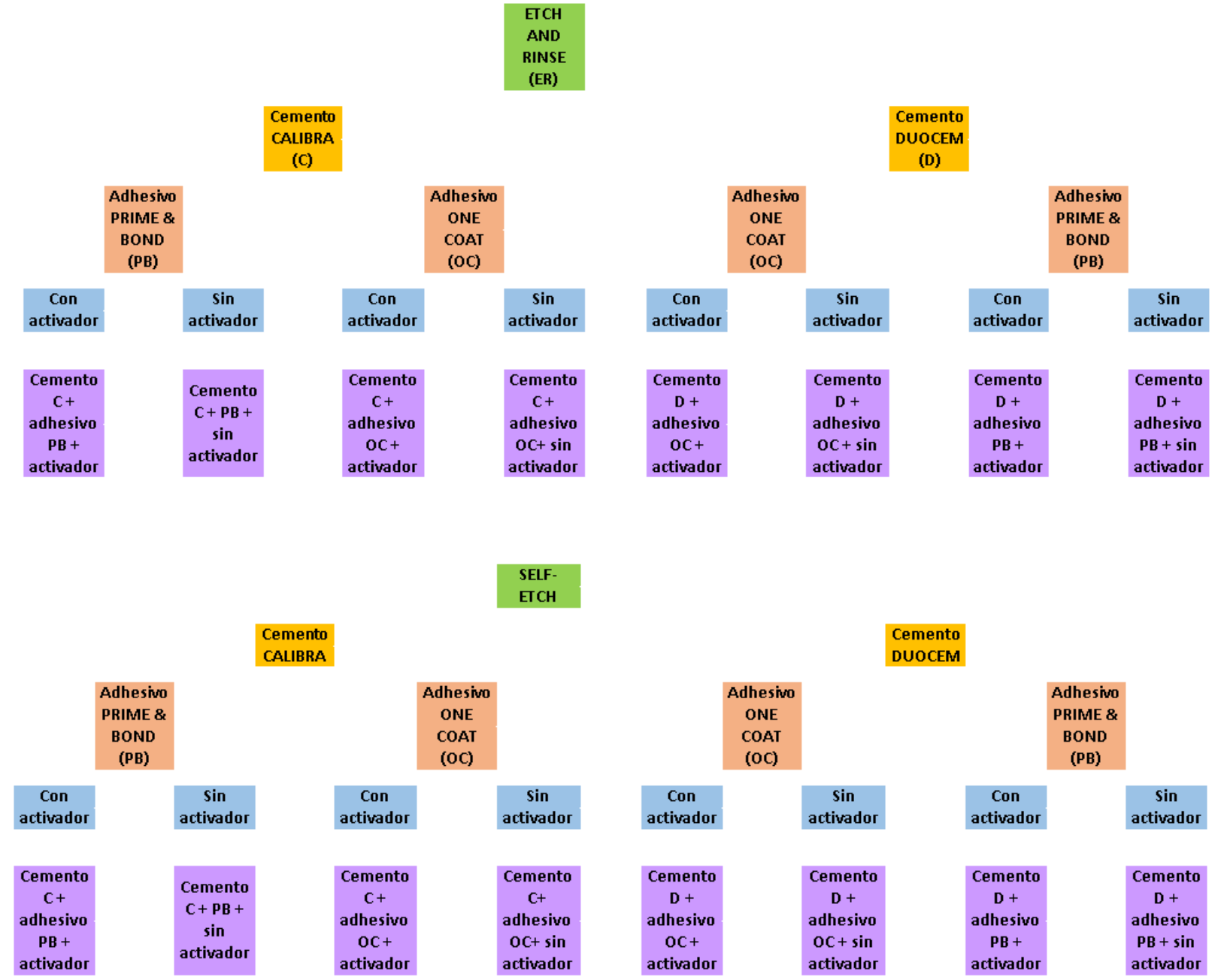
ANEXOS

Anexo 1. Máquinas utilizadas en el estudio.

Figura I. Máquina ISOMET low speed saw

Figura II. Máquina de ensayos universal INSTRON, EMIC 23 5S

Anexo 2. Diagrama de grupos.



Anexo 3. Carta aceptación Tesis

UNIVERSIDAD DE VALPARAÍSO
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA
Comité de Revisión
Proyectos de Investigación

Valparaíso, 29 de noviembre de 2016

Sr.
Prof. Dr. Miguel Muñoz
Presente

De nuestra consideración:

Se realizó la evaluación de su Proyecto de Investigación titulado "Comparación de la resistencia traccional(pull out) y de cizallamiento (push out) de postes de fibra de vidrio anatomizados en relación a dos agentes cementantes con y sin su adhesivo correspondiente y la activación de este.", no encontrándose reparos desde el punto de vista metodológico. Presenta, además, los antecedentes necesarios para su evaluación ética. Por tanto, esta Comisión considera que puede presentarlo al Comité Ético-Científico y al Comité de Bioseguridad de la Universidad.

Atentamente,

Prof. Dr. Ricardo Moreno Silva
Presidente
Comité de Revisión
Proyectos de Investigación
Facultad de Odontología

Anexo 4. Consentimiento informado

FORMULARIO DE CONSENTIMIENTO INFORMADO PARA EL USO DE DIENTES EN LA INVESTIGACIÓN TITULADA "**COMPARACIÓN DE LA RESISTENCIA DE UNIÓN DE POSTES DE FIBRA DE VIDRIO CEMENTADOS BAJO DIFERENTES PROTOCOLOS DE POLIMERIZACIÓN Y COMPATIBILIDAD"**

Este formulario tiene dos partes:

- La hoja informativa
- El certificado de consentimiento
- Consentimiento (para registrar su autorización)

Recibirá una copia de este formulario completo

Parte 1: Hoja informativa

El estudio dirigido por el Dr. Miguel Muñoz Pérez, investigador de la Facultad de Odontología de la Universidad de Valparaíso, es una investigación que tiene como objetivo comprender y comparar la resistencia a la fractura de los postes de fibra que se cementan en la raíz de un diente, mediante protocolos de cementación convencionales y modificados.

Para esta investigación es necesario dientes sanos (sin caries o tapaduras), por eso necesitamos su(s) premolar(es) que serán extraídos por indicación de su dentista. A estos dientes se les hará una previa preparación y serán analizados en diferentes laboratorios de la Universidad de Valparaíso.

Su dentista llenará una ficha con datos como su nombre, RUT, sexo, edad y motivo de la extracción. Esta información no es importante para el estudio y será utilizada solo por el equipo de esta investigación. Se mantendrá confidencialidad de los datos personales, es decir, no se publicarán ni su nombre o RUT, ni nada que lo identifique.

Su diente se mantendrá custodiado y bajo llave por el Dr. Miguel Muñoz. Terminada la investigación que dura un año, su diente será eliminado.

Es importante que sepa que la investigación realizada no necesariamente tiene beneficios para usted. A sí mismo, no se pagará ni se dará otro incentivo por el o los dientes entregados para esta investigación.

Esta investigación cuenta con la aprobación del comité de ética de investigación en Seres Humanos de la Universidad de Valparaíso CEC-UV, que se encarga de revisar todas las investigaciones que se realizan con seres humanos y velar por que se protejan los derechos de quienes participan en investigación. El CEC-UV es presidido por Doña Eva Madrid cuyo email de contacto es cec.uv@uv.cl, en caso desee realizar alguna consulta.

Si tiene alguna duda posterior a la firma de este documento o desea que su diente no sea utilizado para esta investigación puede hacerlo Dr. Miguel Ángel Muñoz Pérez, Director del Proyecto Fondecyt Regular, Cátedra de Operatoria Dental, Facultad de Odontología, Universidad de Valparaíso. Subida Carvallo 211, Playa Ancha, Valparaíso, Teléfono: 032 2508520 - email: miguel.munoz@uv.cl

Parte 2. Certificado de Consentimiento para diente extraído

He leído la información, o se me ha leído. He tenido la oportunidad de hacer preguntas y se me ha respondido satisfactoriamente. Consiento de manera voluntaria a disponer de mi diente de la manera y para los propósitos indicados previamente en este formulario.

Nombre del Paciente_____

Firma del Paciente _____

Fecha _____
Día/mes/año

Si es analfabeto
He atestiguado la lectura precisa de este formulario de consentimiento informado al paciente, quien ha tenido la posibilidad de realizar preguntas. Confirmo que el individuo ha dado su consentimiento de manera libre

Nombre del Testigo_____ **AND** **huella digital del participante**

Firma del Testigo _____

Fecha _____
Día/mes/año

Declaración del Profesional
He leído de manera precisa la hoja informativa al paciente y me he preocupado que el paciente comprenda lo siguiente:
1. Para que se utilizará el diente a donar y la ficha
2. Que no se utilizarán datos personales de identificación en esta investigación
3. Que se resguardarán los dientes y las fichas bajo llave y se mantendrá la confidencialidad de los datos personales

Confirmo que el paciente tuvo la posibilidad de realizar preguntas acerca de los objetivos de la investigación y uso de su diente y ficha. Todas las preguntas fueron respondidas de manera correcta. Confirmo que el individuo otorgó su consentimiento de manera libre y voluntaria.

Se entregó una copia de este consentimiento al paciente

Nombre del profesional que toma el Consentimiento_____

Subida Carvallo 211, Valparaíso | Fono: +56 (32) 250 8528 | E-mail: cbi.odo.uv@gmail.com | www.uv.cl

Firma del profesional que toma el Consentimiento _____

Fecha _____
Día/mes/año

Anexo 5. Tabla cálculo muestral

APÉNDICE

TABLA 1 Tamaño de la muestra necesario para el ANOVA de un tratamiento*

Efecto tamaño (f)	Número de grupos	$\alpha = 0{,}05$			$\alpha = 0{,}01$		
		$\beta =$ 0,30	0,20	0,10	0,30	0,20	0,10
0,1	3	251	315	415	384	460	578
	4	217	269	351	324	386	481
	5	191	237	307	283	335	415
	6	173	213	274	252	298	368
	7	148	182	235	216	256	315
0,2	3	64	80	105	97	116	146
	4	55	68	89	82	99	121
	5	49	60	78	72	85	105
	6	44	54	69	64	76	93
	7	38	46	59	55	65	80
0,3	3	29	36	47	44	53	66
	4	25	31	40	37	44	55
	5	22	27	35	33	39	48
	6	20	25	32	29	35	42
	7	17	21	27	25	30	36
0,4	3	17	21	27	26	30	38
	4	15	18	23	22	26	32
	5	13	16	20	19	22	27
	6	12	14	18	17	20	24
	7	10	12	16	15	17	21
0,5	3	11	14	18	17	20	25
	4	10	12	15	15	17	21
	5	9	11	13	13	15	18
	6	8	10	12	10	13	16
	7	7	8	10	10	12	14
0,6	3	8	10	13	13	15	18
	4	7	9	11	11	12	15
	5	7	8	10	9	11	13
	6	6	7	9	9	10	12
	7	5	6	8	8	9	10

* Los números expresan tamaños de muestra por grupos.

Tabla Cálculo Muestral. Fuente: Norman G. y Streiner D. (2005), Bioestadística, Horcourt, pag. 250.

Anexo 6. Base de datos

10X400 ALTERNATIVO																	
DIENTE 1	h	DIAMETRO 1	DIAMETRO 2	R	r	Suma	Producto	h2	Suma2	Suma2x2	Suma3	Radice	Area (mm)	FUERZA (N)	MPa	MEDIAS	DP
CERVICAL				0	0	0	0	0	0	0	0	0	0			CERVICAL	
				0	0	0	0	0	0	0	0	0	0				
MEDIO				0	0	0	0	0	0	0	0	0	0			MEDIO	
				0	0	0	0	0	0	0	0	0	0				
APICAL				0	0	0	0	0	0	0	0	0	0			APICAL	
				0	0	0	0	0	0	0	0	0	0				
DIENTE 2	h	DIAMETRO 1	DIAMETRO 2	R	r	Suma	Producto	h2	Suma2	Suma2x2	Suma3	Radice	Area (mm)	FUERZA (N)	MPa	MEDIAS	DP

10X400 Alternativo			
	CERVICAL	MEDIO	APICAL
DIENTE 1	0	0	0
DIENTE 2	0	0	0
DIENTE 3			
DIENTE 4			
DIENTE 5			
DIENTE 6			
MEDIA			
DP			

Anexo 7. Formulario Bioseguridad

SOBRE LA SOLICITUD DE CERTIFICADO DE BIOSEGURIDAD PARA PROYECTOS DE INVESTIGACION

1. Se entiende por bioseguridad la aplicación sistemática de un conjunto de buenas prácticas y barreras de contención, que garantice que la exposición a sustancias químicas, microrganismos patógenos, organismos genéticamente modificados, material clínico contaminado con patógenos, factores físicos como ruido y radiaciones y otros, sean de riesgo controlado para los investigadores y el medio ambiente.

2. Todo protocolo de investigación que implique riesgo físico, químico y/o biológico para las personas y el medio ambiente, y que se desarrolle en dependencias de la Universidad de Valparaíso, deberá ser sometido a evaluación por el Comité de Bioseguridad de la Universidad de Valparaíso, CB-UV. Aquellos investigadores y personal que trabajen de manera directa con animales de experimentación y/o material biológico potencialmente infeccioso, deben considerar su inmunización con las vacunas correspondientes (tétanos, hepatitis B, entre otras).

3. Si el proyecto es presentado en colaboración con unidades académicas de otras universidades, esto deberá ser indicado en el formulario. No obstante, solo se certificará la bioseguridad de aquellas actividades que se desarrollen en dependencias de la Universidad de Valparaíso

4. La solicitud deberá presentarse en español.

5. El CB-UV actuará conforme al Reglamento del Comité de Bioseguridad para la Investigación de la Universidad de Valparaíso (Decreto Exento 5595 del 17 de noviembre de 2011). De esta forma, una vez recibida la solicitud, se procederá a evaluar el protocolo experimental según las normas establecidas en el Reglamento de Higiene y Seguridad de la Universidad de Valparaíso (Decreto exento 1239 del 28 de mayo de 2003), el Manual de Bioseguridad de CONICYT, Decreto Supremo 148 de manejo de residuos publicado el 2004, Decreto supremo 6 sobre manejo de residuos de establecimientos de atención de salud (REAS) publicado el año 2009, entre otros documentos que pueden encontrarse en la página web de la Dirección de Investigación, en su apartado ***procesos***.

6. En caso de que el protocolo de investigación no sea aceptado en primera instancia, el investigador podrá presentar nuevos elementos a consideración. El Presidente del Comité de Bioseguridad se comunicará con el investigador responsable de la solicitud, especificando aquellos aspectos que deben ser modificados y/o aclarados.

7. Este formulario considera la toma de conocimiento del Decano de cada Facultad. Considere que si la solicitud se modifica, deberá ser nuevamente visada por el Decano.

8. Enviar copia electrónica de este formulario, en formato pdf, a **comite.bioseguridad@uv.cl**

con copia a **certificados.investigacion@uv.cl** y a **chita.guisado@uv.cl.** Dado que la Universidad de Valparaíso no cuenta con un sistema de verificación de firma electrónica, se requiere también el documento impreso y con las firmas originales, el cual debe ser enviado a la Dirección de Investigación en sobre cerrado dirigido a PRESIDENTE DEL COMITÉ DE BIOSEGURIDAD DE LA UNIVERSIDAD DE VALPARAISO.

9. La conformación del CB-UV para el periodo 2015-2017 es:

Chita Guisado, Facultad de Ciencias del Mar y Recursos Naturales. Presidenta.

Ángela Herrera, Facultad de Arquitectura. Secretaria.

Cindy Peña Moreno Facultad de Medicina.

Paola Vera Fontecha, Facultad de Farmacia.

María Soledad Lopetegui, Facultad de Odontología.

Nelson Valdés, Facultad de Ingeniería.

Donald Brown Gonzalez, Instituto de Biología. Fac. de Ciencias.

Rodrigo Segura del Río, Instituto de Química y Bioquímica. Fac. de Ciencias.

Rodrigo Toro Fierro, instituto de Neurociencias. Fac. de Ciencias.

Mauricio Larco, Encargado de Prevención de Riesgos.

10. Cualquier duda sobre este formulario, comunicarse con Chita Guisado, Presidenta del Comité de Bioseguridad (comite.bioseguridad@uv.cl o chita.guisado@uv.cl).

SOLICITUD DE CERTIFICADO DE BIOSEGURIDAD

PARA PROYECTOS DE INVESTIGACION

(PREVIO AL LLENADO DE ESTE FORMULARIO, LEA LAS INSTRUCCIONES EN PAGINAS ANTERIORES)

PRIMERA SECCION: ANTECEDENTES DEL PROYECTO DE INVESTIGACIÓN.

1. **TÍTULO:**	**"Comparación de la resistencia de unión de postes de fibra de vidrio cementados bajo diferentes protocolos de polimerización y compatibilidad"**
2. **FONDO E INSTITUCION**	Facultad de Odontología de la Universidad de Valparaíso, V región

(Señale nombre del concurso e institución a la que postula. En lo posible, trate de no utilizar siglas o acrónimos).

3. **INVESTIGADOR RESPONSABLE: Indicar unidad académica y datos de contacto (al menos email).**	**Dr. Miguel Muñoz Pérez** Teléfono: 961494074 Email: miguel.munoz@uv.cl Subida Carvallo 211, Playa Ancha, Valparaíso. 032 Docente Auxiliar Cátedra de Operatoria Dental, Escuela de Odontología, Universidad de Valparaíso
4. **INVESTIGADOR ALTERNO: Indicar unidad académica y datos de contacto.**	
5. **COINVESTIGADORES: Indicar unidad académica y datos de contacto.**	**Daniella Fernanda Ahumada Del Mauro** d.ahumadadelmauro@gmail.com 4 norte 221, Depto. 63, Viña del Mar Estudiante 6to año de Odontología. Universidad de Valparaíso. **Freddy Hernán Alcafuz Gómez** fhag28@gmail.com 5 norte 834, casa 3, Viña del Mar.

Estudiante 6to año de Odontología. Universidad de Valparaíso. **Giancarlo Salvatore Andreoli Ulloa** giancarlo.andreoli91@gmail.com Av. Principal 1050, Casa 5, Belloto, Quipué Estudiante 6to año de Odontología. Universidad de Valparaíso. **Gianina Milesi García** giani.milesi@gmail.com Psje. Sendero el Quillay #107, Claros del Bosque, Curauma. Valparaíso Estudiante 6to año de Odontología. Universidad de Valparaíso.

(Señale nombre completo, correo electrónico, dirección y unidad académica de los investigadores responsables, alternos y co-investigadores según corresponda).

6. **DEPENDENCIA(S) DE LA UNIVERSIDAD DE VALPARAISO DONDE SE DESARROLLARA LA INVESTIGACION**	Laboratorio de investigaciones de la Facultad de Odontología de la Universidad de Valparaíso

(Señale nombre del laboratorio, anexo correspondiente y unidad académica donde se realizará la investigación).

Uso interno del Comité

Código/numeración de solicitud	
Fecha de recepción solicitud	
Fecha emisión de Certificado	
Fecha de Seguimiento	

7. RESUMEN DEL PROYECTO.

Debe explicar el problema y plantear en forma explícita la hipótesis (si es que la hay) y objetivos. Señale brevemente materiales y métodos. Esta sección debe tener una extensión máxima de una página. Trate de no utilizar siglas o acrónimos o indique entre paréntesis el significado de ellos.

7.1 Planteamiento del problema e Hipótesis

Hipótesis de investigación:

H 01: La resistencia de unión de postes de fibra cementados con diferentes tipos de polimerización adhesivo/cemento no presenta diferencia con la cementación convencional y autoadhesiva.

H 02: La resistencia de unión de postes de fibra cementados con protocolos adhesivos compatibles no presenta diferencia con protocolos modificados y autoadhesivo.

7.2 Objetivos

Objetivo General:

Evaluar y comparar la resistencia de unión (MPa) a la prueba de push out que presentan los postes de fibra de vidrio, al ser sometidos a protocolos de cementación modificados y convencionales usando dos agentes cementantes en base a resina.

Objetivos específicos:

1. Comparar la resistencia de unión de los postes de fibra en cortes cervical, medio y apical de todos los grupos.
2. Evaluar si el tipo de fractura diente-cemento-poste depende del tipo de cemento utilizado.
3. Determinar cuál es el protocolo de cementación que ofrece una mayor resistencia de unión.
4. Determinar si el origen de la descementación en la interfase diente-cemento-poste es por una falla adhesiva o cohesiva.

7.3 Materiales y métodos

Tipo de diseño: Experimental in vitro. Es el tipo de estudio más apropiado para estudiar los diferentes mecanismos de acción, además de poder controlar las variables y que no involucren a humanos pudiendo fallar éticamente a no brindarles el mismo tipo de tratamiento específico.

Tipo y cálculo de muestra: Se utilizarán premolares unirradiculares almacenados en suero, descartando aquellos que fueron guardados en hipoclorito, soluciones enzimáticas o de otro tipo que puedan afectar a los tejidos dentario y con ello la adhesión de los materiales. La asignación de los grupos será por conveniencia, en donde los 17 grupos tendrán un n=5. (Tomando en cuenta un grupo control (Cemento autoadhesivo)

El cálculo muestral será determinado en relación a investigaciones de similares características.

Asignación grupos de estudio: Así mismo, cada protocolo de cementación se dividió en dos grupos, adhesivo con activador y adhesivo sin activador. De manera tal, que los grupos quedaron conformados de la siguiente forma:

I. Etch & Rinse (E)

II.

1-. Calibra + prime & bond + act. (C + PB + A)

2-. Calibra + prime & bond (C + PB)

3-. Calibra + one coat + act. (C + OC + A)

4-. Calibra + one coat (C + OC)

5-. Duocem + one coat + act. (D + OC + A)

6-. Duocem + one coat (D + OC)

7-. Duocem + prime & bond + act. (D + PB + A)

8-. Duocem + prime & bond (D + PB)

II. Self-etch (S)

1-. Calibra + prime & bond + act. (C + PB + A)

2-. Calibra + prime & bond (C + PB)

3-. Calibra + one coat + act. (C + OC + A)

4-. Calibra + one coat (C + OC)

5-. Duocem + one coat + act. (D + OC + A)

6-. Duocem + one coat (D + OC)

7-. Duocem + prime & bond + act. (D + PB + A)

8-. Duocem + prime & bond (D + PB)

En relación a los protocolos de cementación y adhesión que se realizarán, a continuación, se enumeran los pasos de estos:

1. Se aplica el adhesivo/activador (en caso necesario) a la superficie de adhesión del poste si así lo indican las instrucciones de uso del fabricante del adhesivo, dispense una cantidad igual de pasta catalizadora de viscosidad regular. Mezcle el cemento durante 20-30 segundos.

2. Se extienden los componentes mezclados de cemento sobre la superficie del poste y/o en la preparación con la punta de una jeringa

3. Se ubica el poste inmediatamente. Limpie el exceso con los instrumentos adecuados. "Pre-polimerizando" 10 segundos el exceso de cemento de los márgenes, el cemento se convertirá en gel, de forma que la limpieza será más sencilla.

4. Se estabiliza el poste hasta que el cemento se fragüe. Aplique una presión moderada y constante en la restauración durante el tiempo de autopolimerización de aproximadamente 6 minutos a partir del inicio de la mezcla.

5. Una vez estabilizado, se fotopolimeriza utilizando una unidad de polimerización de luz visible diseñada para polimerizar los metacrilatos iniciados por CQ (potencia espectral que incluye 470 nm) con una potencia mínima de 550 mW/cm. Polimerizar todas las zonas accesibles del perno durante 20 segundos

El protocolo presentado anteriormente es el convencional, pero en este estudio se realizarán protocolos modificados, es decir alternaremos adhesivo, activador de los dos cementos utilizados, además de realizar el protocolo con dos tipos de polimerización: dual y autopolimerización. Todo esto se realizará en dos tipos de protocolos de adhesión: Self-etch y Etch and Rinse

Las raíces se seccionarán transversalmente mediante la máquina ISOMET low speed saw con el fin de obtener 2 especímenes de cada tercio radicular, con un grosor de 1mm cada uno. La primera sección de cada raíz, con un grosor de 0.5mm será descartada.

El grosor de cada espécimen se corroborará con un pie de metro digital. Los especímenes se posicionarán en una base de metal con un agujero central de 2.0mm de diámetro. Un émbolo de 1.0mm de diámetro se adaptará a la máquina de pruebas y se posicionarán los cuerpos experimentales de tal modo que solamente toque al poste, sin contactar con el canal radicular.

Variables: La variable dependiente estudiada fue la resistencia de unión (MPa), la cual es considerada como cuantitativa continua, mientras que las variables independientes fueron compatibilidad cemento/adhesivo (compatible, no compatible), modo de activación (dual, autopolimerización).

Técnica a utilizar: El test push-out se realizará con una máquina de prueba universal (INSTRON EMIC 23-5S), con una carga de 200 N a la velocidad de 0,5 mm/min. Se registrará la carga máxima de extrusión necesaria para desplazar el poste del canal en Newton (N).

Materiales a utilizar:

- ➔ Insumos clínicos (guantes y mascarillas)
- ➔ Sistema de postes de fibra de vidrio (FGM White poste DC E 2)
- ➔ Cementos (Calibra y Duralink)
- ➔ Adhesivo One Coat 7 Universal
- ➔ Adhesivo Prime & Bond
- ➔ Ácido Fosfórico al 37%
- ➔ Sistema Rotatorio Wave One
- ➔ Limas Endodónticas
- ➔ Conos de gutapercha
- ➔ Irrigantes endodónticos (Hipoclorito de Sodio 2,5%, Suero Fisiológico y EDTA 24%)
- ➔ Cemento endodóntico en base de hidróxido de calcio (Apexit plus)
- ➔ Lámpara de Fotocurado

SEGUNDA SECCION: VALORACION DE ASPECTOS DE BIOSEGURIDAD

1.	**En esta investigación se utilizarán cultivos de microrganismos patógenos y/o no patógenos. VER EN MANUAL CONICYT NIVEL DE BIOSEGURIDAD DE VIRUS Y VECTORES VIRALES PÁG. 37-43; BACTERIAS Y HONGOS PÁG. 104-107; FITOPATÓGENOS PÁG. 108-115.**	SI	NO X
1a.	*Si su respuesta es SI, indique el nombre de cada microorganismo y su nivel de bioseguridad según Manual de CONICYT.*		
1b.	*Si su respuesta es SI, describa los procedimientos que utilizará para manejarlos y desecharlos.*		
1c.	*Si su respuesta es SI, describa los procedimientos para manejar, desechar o reutilizar el material empleado en los cultivos*		
1d.	*Si su respuesta es SI, describa la infraestructura y los equipos de protección personal que se utilizarán durante este procedimiento.*		
1e.	*Si su respuesta es SI, describa los procedimientos para manejar, desechar o reutilizar los elementos de protección personal contaminados.*		

2.	**En esta investigación se realizará manipulación genética de microrganismos. VER EN MANUAL CONICYT NIVEL DE BIOSEGURIDAD DE VIRUS Y VECTORES VIRALES PÁG. 37-43; BACTERIAS Y HONGOS PÁG. 104-107; FITOPATÓGENOS PÁG. 108-115.**	SI	NO X
2a.	*Si su respuesta es SI, indique el nombre de cada microrganismo y su nivel de bioseguridad según Manual de CONICYT.*		
2b.	*Si su respuesta es SI, describa los procedimientos que utilizará para manejarlos y desecharlos*		
2c.	*Si su respuesta es SI, describa los procedimientos para manejar, desechar o reutilizar el material empleado en la manipulación genética.*		
2d.	*Si su respuesta es SI, describa la infraestructura y los equipos de protección personal que se utilizarán durante el procedimiento.*		
2e.	*Si su respuesta es SI, describa los procedimientos para manejar, desechar o reutilizar los elementos de protección personal contaminados.*		
3.	**En esta investigación se utilizarán cultivos celulares.**	SI	NO X
3a.	*Si su respuesta es SI, indique tipo y origen de las líneas celulares utilizadas.*		
3b.	*Si su respuesta es SI, describa los procedimientos que utilizará para manejarlos y desecharlos (medios de cultivo, líneas celulares, etc).*		
3c.	*Si su respuesta es SI, describa los procedimientos para manejar, desechar o reutilizar el material empleado en los cultivos.*		
3d.	*Si su respuesta es SI, describa la infraestructura y los equipos de protección personal que se utilizarán durante el procedimiento.*		
3e.	*Si su respuesta es SI, describa los procedimientos para manejar, desechar o reutilizar los elementos de protección personal contaminados.*		
4.	**En esta investigación se realizará manipulación genética de células u organismos.**	SI	NO

			X
4a.	*Si su respuesta es SI, indique el procedimiento, tipo de célula* *s u organismos y vectores.*		
4b.	*Si su respuesta es SI, describa los procedimientos que utilizará para manejar y desechar medios de cultivo, células y organismos.*		
4c.	*Si su respuesta es SI, describa los procedimientos para manejar, desechar o reutilizar el material empleado para la manipulación genética.*		
4d.	*Si su respuesta es SI, describa la infraestructura y los equipos de protección personal que se utilizarán durante el procedimiento.*		
4e.	*Si su respuesta es SI, describa los procedimientos para manejar, desechar o reutilizar los elementos de protección personal contaminados.*		
5.	**En esta investigación se utilizarán medicamentos y otras sustancias químicas. Declare toda sustancia química a utilizar en cualquiera de las fases de la investigación.**	SI X	NO
5a.	*Si su respuesta es SI, indique el nombre de cada sustancia química señalando su potencial riesgo según MANUAL CONICYT PAG 125-135. Señale para cada sustancia la concentración, volumen o masa total a utilizar.* 1. ***12 gramos de Ácido Ortofosfórico 37%:*** *No se especifica en el manual CONICYT versión 2008 en dicha concentración, solo debe evitarse su contacto con la mucosa oral. Pero en este manual especifica que este ácido en concentraciones de 85-95% tiene un potencial de riesgo grado 3, lo que implica que puede provocar quemaduras o algo similar en caso de entrar en contacto con la piel, y puede ser muy tóxico por inhalación.* *En esta investigación el ácido Ortofosfórico será utilizado solo aplicado en las muestras biológicas (diente), específicamente en la dentina intraradicular del conducto, por otro lado será utilizado con barreras de protección como guantes y mascarillas, por lo que no supone un riesgo para el investigador.* 2. ***2gr Cemento Calibra:***		

a. *Resina Dimetacrilato: (No se especifica en el manual CONICYT versión 2008)*
b. *Canforquinona: (No se especifica en el manual CONICYT versión 2008)*
c. *Relleno de Vidrio: (No se especifica en el manual CONICYT versión 2008)*
d. *Sílice: (No se especifica en el manual CONICYT versión 2008)*
e. *Dióxido de Titanio: (No se especifica en el manual CONICYT versión 2008)*
f. *Peróxido (catalizador): (No se especifica en el manual CONICYT versión 2008)*
g. *Glicerina: (No se especifica en el manual CONICYT versión 2008)*
h. *Acetona: Potencial de riesgo 3, Inflamable*
i. *Etanol (alcohol etílico): Potencial de riesgo 3, inflamable.*
j. *Silano: (No se especifica en el manual CONICYT versión 2008)*

3. ***4ml Prime & Bond (adhesivo):***
   a. *Resinas de Dimetacrilato Elastoméricas:(No se especifica en el manual CONICYT versión 2008)*
   b. *Monofosfato de dipentaeritritol pentacrilato: (No se especifica en el manual CONICYT versión 2008)*
   c. *Dióxido de Silicio Amorfo:(No se especifica en el manual CONICYT versión 2008)*
   d. *Carfonquinona: (No se especifica en el manual CONICYT versión 2008)*
   e. *Fluoruro de cetilamina: (No se especifica en el manual CONICYT versión 2008)*
   f. *Acetona: Potencial de riesgo 3, Inflamable*

4. ***5ml One Coat 7 Universal**:*
   a. *Metacrilatos: (No se especifica en el manual CONICYT versión 2008)*
   b. *Carfonquinona: (No se especifica en el manual CONICYT versión 2008)*
   c. *Etanol (alcohol etílico): Potencial de riesgo 3, inflamable.*

5. ***1ml EDTA 24%: Potencial de riesgo 1, Salud***
6. ***10 ml Hipoclorito de sodio 2,5%:*** *(No se especifica en el manual CONICYT versión 2008)*
7. ***6gr Apexit plus:***

   La toxicidad de Apexit Plus se ha examinado en un ensayo de citotoxicidad (XTT). Para dicho propósito, muestras realizadas con Apexit Plus se extrajeron con dos soluciones y se analizaron los extractos. Los resultados de los ensayos no revelaron citotoxicidad alguna. (RCC: Cytotoxicity assay in vitro: evaluation of materials for medical devices (XTT-Test) with Apexit II. 2004)

   Componentes:

   a. *Sales de Calcio (hidroxido, oxido, fosfato):(No se especifica en el manual CONICYT versión 2008)*
   b. *Colofonia Hidrogenada:(No se especifica en el manual CONICYT versión 2008)*
   c. *Disalicilato: (No se especifica en el manual CONICYT versión 2008)*
   d. *Sales de bismuto (óxido, carbonato): (No se especifica en el manual CONICYT versión 2008)*
   e. *Dioxido de Silicio altamente disperso: (No se especifica en el manual CONICYT versión 2008)*
   f. *Alquil-éster del ácido fosfórico: (No se especifica en el manual CONICYT versión 2008).*
8. ***Etanol 96°-70°:*** *Según el manual presenta un potencial de riesgo grado 3, siendo muy inflamable. Sus precauciones son: Peligro de explosión al mezclar con sustancias combustibles. Riesgo de explosión al mezclar con sustancias comburentes (oxidantes). Tóxico por inhalación. Peligro de efectos acumulativos. Puede provocar incendios. Todo*

	esto bajo una incorrecta manipulación del material
5b.	*Si su respuesta es SI, describa los procedimientos que utilizará para manejar y desechar los residuos químicos producidos.* *En el laboratorio se manejarÁ cada sustancia química rotulada con el fin de reconocer cada una de ellas y evitar realizar mezclas de estas. Los recipientes se mantendrán en lugares ventilados y secos. Con el fin de minimizar riesgos, aquellas sustancias inflamables se mantendrán alejadas de sitios de ignición.* *Se utilizarán medidas de protección, es decir, el uso de lentes de protección, guantes y mascarillas desechables, se evitará el contacto directo con la piel, mucosas y ojos.*
5c.	*Si su respuesta es SI, describa los procedimientos para manejar, desechar o reutilizar el material empleado con los medicamentos y/o sustancias químicas.* *Las áreas de trabajo serán desinfectadas con alcohol al 90% previo y posteriormente.* *Se utilizarán guantes de latex desechables, mascarillas, lentes de protección o lentes ópticos, además el laboratorio cuenta con una campana y cámara para exteriorización de los gases.* *Los insumos desechables como guantes y mascarillas serán desechados en el recipiente de basura. Los lentes de protección serán reutilizados y desinfectados con clorhexidina al 2%.* *Los residuos serán desechados bajo la Casa REAS (Manejo de Residuos de Establecimientos de Atención en Salud), ya que nuestra Facultad de Odontología cuenta con acreditación del Servicio de Salud.* *Los residuos cortopunzantes son depositados en un contenedor resistente rotulado y destinado sólo para ello, retiradas por Stericycle.* *Los residuos biológicos (dientes) serán dispuestos en una bolsa plástica del tacho de desechos, ubicada en nuestra área de trabajo. Esta bolsa se retira del tacho, se cierra y se eliminará en un contenedor amarillo rotulado "Residuos Biológicos". Todas las muestras, ya terminada la fase experimental de nuestra tesis, serán eliminadas en estos mismos contenedores amarillos de residuos biológicos.* *Los residuos especiales y peligrosos son retirados desde este lugar cada 4 meses por el personal de "Stericycle" y los residuos de tipo domiciliario son retirados 2 veces por semana por el personal de aseo municipal (camión de la basura).*

5d.	*Si su respuesta es SI, describa la infraestructura y los equipos de protección personal que se utilizarán durante el procedimiento.* *La investigación se realizará en el Laboratorio de investigación de la Facultad de Odontología de la Universidad de Valparaíso, el cual cuenta con todas las medidas, infrastructura y protocolos de protección del personal, adecuados para realizar la investigación. Este cuenta con un adecuado sistema de ventilación mecánico y una gran cantidad de ventanas que permiten la circulación y ventilación del lugar, superficies lavables, depósitos rotulados y para líquidos y desechos, señalizaciones, extintores, etc.* *Todos los procedimientos realizados en el laboratorio deben ser llevados a cabo con la vestimenta adecuada (delantal, guantes y mascarillas desechables, turbante, lentes protectores).* *Previo a cada procedimiento se debe realizar el lavado de manos clínicos, y repetir está acción una vez finalizada la jornada de trabajo.* *El docente Dr. Miguel Muñoz Pérez a cargo de la investigación pertenece a la Cátedra de Operatoria Dental en la Facultad de Odontología de la Universidad de Valparaíso*		
5e.	*Si su respuesta es SI, describa los procedimientos para manejar, desechar o reutilizar los elementos de protección personal contaminados.* *Los elementos de protección, es decir, guantes y mascarillas desechables, serán eliminados en un contenedor apropiado y rotulado dispuesto para ellos en el Laboratorio de Investigación de la Universidad de Valparaíso, este recipiente es un contenedor plástico resistente, rotulado dispuesto en el piso de la sala, el cual contiene una bolsa plástica de color negro para facilitar su retiro, destinado para residuos de tipo domiciliario. Los lentes de protección serán desinfectados con clorhexidina al 2% previo a su uso y posterior a su uso.*		
6.	**En esta investigación se utilizará material radioactivo.**	SI	NO X
6a.	*Si su respuesta es SI, indique el nombre de cada material radioactivo señalando su potencial riesgo según* ***MANUAL CONICYT PAG 116.***		

6b.	*Si su respuesta es SI, describa los procedimientos que utilizará para manejar y desechar los residuos radiactivos producidos.*		
6c.	*Si su respuesta es SI, describa los procedimientos para manejar, desechar o reutilizar el material contaminado con radiactividad.*		
6d	*Si su respuesta es SI, describa la infraestructura y los equipos de protección personal que se utilizarán durante el procedimiento.*		
6e	*Si su respuesta es SI, describa los procedimientos para manejar, desechar o reutilizar los elementos de protección personal contaminados.*		
7.	**En esta investigación se utilizará material cortopunzantes o material de vidrio que pueda generar riesgo.**	SI X	NO
7a.	*Si utilizará material cortopunzantes: describa los procedimientos que utilizará para manejar y desechar el material utilizado y/o generado.* *El procedimiento para la eliminación de este material cortopunzantes será en un contenedor de color amarillo dispuesto especial y específicamente para este tipo de desechos que se encuentra en el área sucia del laboratorio de investigación de la Facultad de Odontología de la Universidad de Valparaíso.* *Las agujas no se eliminarán en un tacho de basura común, no se doblarán ni romperán.* *Estos elementos cortopunzantes deben ser eliminados inmediatamente después de ser usados, no al término de la jornada, usando para ello siempre pinzas para ser desmontadas y manipuladas.* *Los residuos especiales y peligrosos son retirados desde este lugar cada 4 meses por el personal de "Stericycle" y los residuos de tipo domiciliario son retirados 2 veces por semana por el personal de aseo municipal (camión de la basura).*		

7b.	*Si utilizará material de vidrio: describa los procedimientos que utilizará para manejar y desechar el material quebrado.*		
8.	**En esta investigación se utilizarán y/o generarán desechos biológicos (muestras de tejidos y/o fluidos biológicos humanos, de animales de experimentación u otros organismos).**	SI X	NO
8a.	*Si su respuesta es SI, indique tipo de muestras utilizadas o desechos generados.* *En este estudio los cuerpos de muestra a utilizar corresponden a dientes premolares unirradiculados humanos, previamente extraídos por orden de Odontólogo tratante.*		
8b.	*Si su respuesta es SI, describa los procedimientos que utilizará para manejar y desechar los residuos biológicos generados.* *Se almacenarán los dientes en suero fisiológico a una temperatura de 37°Celsius en la estufa de cultivo ubicada en el laboratorio. Una vez realizado los procedimientos pertinentes de la investigación, los cortes realizados se almacenarán en suero fisiológico y aquellos segmentos que no se utilizaran (corona y resto apical) se desechará en los depósitos de residuos biológicos.*		
8c.	*Si su respuesta es SI, describa los procedimientos para manejar, desechar o reutilizar el material contaminado con residuos biológicos.* *Los cuerpos de muestra serán manejados por los operadores mediante el uso de guantes de examen y el uso de pinzas de examen.* *Aquellos segmentos del diente que no se utilizaran en la investigación (corona y segmento apical) serán eliminados en los contenedores amarillos y rotulados, que son específicos para residuos biológicos.* *Los residuos especiales y peligrosos son retirados desde este lugar cada 4 meses por el personal de "Stericycle" y los residuos de tipo domiciliario son retirados 2 veces por semana por el personal de aseo municipal (camión de la basura).*		
8d.	*Si su respuesta es SI, describa la infraestructura y los equipos de protección personal que se utilizarán durante el procedimiento*		

	El laboratorio se encuentra correctamente equipado para la eliminación de residuos biológicos. (contenedor amarillo). *Durante el proceso los investigadores manipularán las muestras con guantes de examen, utilizarán mascarillas y lentes protectores u ópticos*		
8e.	*Si su respuesta es SI, describa los procedimientos para manejar, desechar o reutilizar los elementos de protección personal contaminados.* *Debido a que las muestras a utilizar no poseen fluidos biológico o tóxicos, una vez terminado los procedimientos, los elementos de protección personal utilizada serán eliminados en los contenedores de residuos sólidos asimilables a domiciliarios.*		
9.	**Esta investigación utilizará dispositivos o equipos generadores de agentes físicos tales como temperaturas extremas, presiones extremas, ruido, radiaciones UV, IR, RX.**	SI	NO X
9a	Si su respuesta es SI, indique tipo de dispositivos o agentes físicos.		
9b	*Si su respuesta es SI, describa las medidas preventivas y equipos de protección personal que utilizará para mitigar los riesgos asociados a estos agentes físicos.*		
10.	**En esta investigación se contempla el traslado de muestras biológicas o químicas que forman parte de la investigación (no corresponde a residuos para desecho).**	SI	NO X
10a	*Si su respuesta es SI, describa los medios de traslados y las precauciones que tomará para evitar derrames, pérdidas o fugas durante el transporte que puedan ser de riesgo para el investigador, la comunidad o el medio ambiente.*		

TERCERA SECCION: COMPROMISO DEL GRUPO DE INVESTIGACION.

Los investigadores individualizados en la primera página de esta solicitud, declaran haber leído el Manual de Bioseguridad de CONICYT versión 2008 en los tópicos atingentes a su proyecto y se comprometen a seguir las indicaciones de dicho Manual relacionadas con su proyecto, así como las normas descritas en el Reglamento de Higiene y Seguridad de la Universidad de Valparaíso (Decreto exento 1239 del 28 de mayo de 2003).

Los investigadores declaran también que toda la información descrita en este formulario es fidedigna y sin omisiones, comprometiéndose a presentar al CB-UV cualquier modificación al protocolo para una nueva certificación.

Firma el investigador responsable en representación del grupo:
(Si el proyecto es en colaboración con otras universidades, firma el investigador responsable de la Universidad de Valparaíso).

Nombre: Dr. Miguel Muñoz Pérez
Firma:

Fecha: 12 de Mayo 2017

CUARTA SECCION. TOMA DE CONOCIMIENTO DEL DECANO.

Nombre, firma (timbre) y fecha

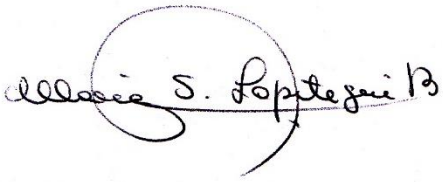
DR. GASTÓN ZAMORA A
DECANO
07/JUNIO/17

UNIVERSIDAD DE VALPARAISO
FACULTAD DE ODONTOLOGIA
DECANO

CONFLICTOS DE INTERES

Versión mayo 2015

Si considera que existen conflictos de interés con algún integrante del CB-UV y que esto lo inhabilite para certificar este proyecto, señálelo a continuación con la justificación correspondiente. Esta información será considerada estrictamente confidencial, por lo mismo, no incluya esta hoja en su formulario sino que envíela en un sobre cerrado, a nombre la Coordinación de Bioética y Bioseguridad DIUV.



19-05-2017.

Enviar copia electrónica de este formulario (en pdf) a comite.bioseguridad@uv.cl con copia a certificados.investigacion@uv.cl y a cindy.pena@uv.cl. Dado que la Universidad de Valparaíso no cuenta con un sistema de verificación de firma electrónica, se requiere también el documento impreso y con firmas originales, el cual debe ser enviado a la Dirección de Investigación en sobre cerrado dirigido a PRESIDENTE DEL COMITÉ DE BIOSEGURIDAD DE LA UNIVERSIDAD DE VALPARAISO

Anexo 8. Aprobación Comité de Ético-Científico Universidad de Valparaíso

Universidad de Valparaíso
CHILE
Dirección de Investigación

Comité Ético-científico
Universidad de Valparaíso
CEC-UV

Valparaíso, 11 de septiembre de 2017.

Estimado Investigador:

Junto con saludar, nos dirigimos a usted para comunicarle la resolución del Comité de Ética de Investigación en Seres Humanos de la Universidad de Valparaíso CEC-UV, en relación a su proyecto CEC151-17 **"Comparación de la resistencia de unión de postes de fibra de vidrio cementados bajo diferentes protocolos de polimerización y compatibilidad"** presentado para revisión.

Después de haber sido analizado en sesión ordinaria del día 05 de Septiembre de 2017, el Comité de Ética Científica de Investigación en Seres Humanos de la Universidad de Valparaíso, ha aprobado su protocolo y consentimiento informado. En esta comunicación usted está recibiendo los siguientes documentos:

ACTA DE APROBACIÓN: Debe conservarla ya que le será requerida durante el seguimiento del estudio, y deberá mencionarla en las publicaciones originadas por su proyecto. Esta acta sólo da cuenta de la aprobación del estudio presentado, pero en caso de cualquier enmienda o variación de su protocolo, este Comité debe ser informado en forma inmediata.

CONSENTIMIENTO INFORMADO APROBADO: Debe fotocopiarlo o imprimirlo y foliarlo. Este consentimiento sólo es válido con el timbre del Comité de Ética y así le será requerido en caso de seguimiento del proyecto. Se le recuerda que según la ley vigente todo consentimiento debe contener además la firma de la persona encargada del lugar donde se realiza la investigación.

RESPONSABILIDADES DEL INVESTIGADOR: Debe firmar su recepción. Le rogamos leerlas cuidadosamente, ya que debe cumplirlas en todo momento durante la ejecución de su protocolo aprobado. Según la legislación vigente los Comités Ético-Científicos están facultados para detener la ejecución de cualquier proyecto de investigación en caso de incumplimiento.

Sin otro particular lo felicitamos y deseamos el mayor éxito durante la ejecución de su proyecto.

COMITÉ DE ÉTICA INSTITUCIONAL UNIVERSIDAD DE VALPARAÍSO

Eva Madrid
Presidenta Comité de Ética Científica Universidad de Valparaíso.

Blanco 951, Valparaíso| Fono: +56 (32) 2603136| E-mail: cec.uv@uv.cl
www.uv.cl

Anexo 9. Acta de Aprobación Bioética Comité Ético-Científico Universidad de Valparaíso

Universidad de Valparaíso
CHILE
Dirección de Investigación

Comité Ético-científico
Universidad de Valparaíso
CEC-UV

ACTA DE APROBACIÓN BIOÉTICA CEC110-16

Título del protocolo:	"Comparación de la resistencia de unión de postes de fibra de vidrio cementados bajo diferentes protocolos de polimerización y compatibilidad"
Protocolo número:	CEC151-17
Fuente de Financiamiento:	No aplica. (Tesis de pregrado, Escuela de Odontología)
Condición:	Aprobado.
Fecha de aprobación:	05 de septiembre 2017
Fecha expiración aprobación:	05 de septiembre 2018

El Comité Ético-científico de la Universidad de Valparaíso CEC-UV, revisa el proyecto "Comparación de la resistencia de unión de postes de fibra de vidrio cementados bajo diferentes protocolos de polimerización y compatibilidad", del Investigador Principal Sr. Miguel Muñoz, adscrito a la Facultad de Odontología.

Para su evaluación el Comité de Bioética revisó los siguientes antecedentes:

a.- Informe final de Tesis.
b.- Formulario de postulación del proyecto al CEC-UV
c. Consentimiento informado
d. Respuesta a observaciones al formulario de solicitud presentado

En la valoración bioética del proyecto, se consideraron los siguientes aspectos: Valor Social y Científico, Validez Científica, Relación Riesgo/Beneficio, selección justa de Sujetos, Consentimiento Informado, respeto por los Sujetos de Investigación y conflictos de interés.

CONCLUSIÓN: En base a los antecedentes evaluados, se acuerda que este proyecto respeta los criterios básicos contemplados en las Pautas Éticas para la Investigación Biomédica en Seres Humanos vigentes (CIOMS, 2002) y Guía de Buenas Prácticas Clínicas, así como la legislación vigente. Este protocolo se encuentra APROBADO, para iniciar su ejecución.

COMITÉ DE ÉTICA INSTITUCIONAL UNIVERSIDAD DE VALPARAÍSO

Eva Madrid [illegible]
Presidenta Comité de Ética Científica Universidad de Valparaíso.

Blanco 951, Valparaíso | Fono: +56 (32) 2603136 | E-mail: cec.uv@uv.cl
www.uv.cl