

MF N° 562

015000  
20000

UNIVERSIDAD DE VALPARAISO  
FACULTAD DE ODONTOLOGIA  
CATEDRA DE PROTESIS FIJA

RETENCION DE CORONAS PERIFERICAS  
SOBRE MUÑONES ARTIFICIALES RECONSTRUIDOS  
EN BASE A POSTES DEL SISTEMA WHALEDENT

---

Seminario de Tesis para optar  
al Titulo de Cirujano Dentista

Profesor Guía  
Dr. PEDRO MALDONADO

Docentes colaboradores  
Dr. Patricio Barboza  
Dr. Andrés Briner

Alumno  
MARCELO PRENAFETA M.



Adorada hija mía, recibe a través de este trabajo todo mi eterno amor hacia tí. Algún día tus maravillosos ojos podrán leerla y entenderás que fuiste y serás fuente de constante inspiración.

Padres queridos, las noches de trabajo que desvelaron vuestros sueños y las horas del día que se ocuparon por mí no han sido en vano. Este es el sello final de lo que ustedes han hecho por mí. Mi eterna gratitud por tanto sacrificio.

A Regina, que hoy no está conmigo y que pagó el precio de mi dedicación a esto.

## AGRADECIMIENTOS

Agradezco a mi profesor guía, Dr. Pedro Maldonado su constante apoyo para sacar mi tesis adelante. Sus consideraciones fueron fundamentales para el logro de esta.

También mis agradecimientos a la Facultad de Ingeniería de la Univeresidad de Chile, en las personas de los profesores sres. Linacre y Delfin. Su interés creciente por un tema ajeno a su trabajo, fue algo enriquecedor.

Vayan mis agradecimientos al Dr. Patricio Barboza, quien enmarcó esta tesis dentro de los márgenes científicos. Gracias por el tiempo despensado y las correcciones sugeridas.

Por último, y de manera muy especial, todo mi agradecimiento lo reciba mi profesor, cuñado y preferentemente amigo, Dr. Andrés Briner, por hacer de esta tesis una realidad. Su inigualable paciencia permitió convertir su consulta en laboratorio y escribir lo que presento a continuación con sus medios. Espero que podamos seguir alcanzando logros juntos.

<u>INDICE</u>	<u>PAGINA</u>
Introducción	1
Marco Teórico	2
Objetivos	10
Definición de conceptos	11
Material y Método	12
Resultados	21
Discusión	24
Conclusiones	28
Resumen	29
Referencias Bibliográficas	30
Anexos	32

## INTRODUCCION

En rehabilitación oral, el concepto de espiga muñón colados como sistema de elección para la instalación de coronas periféricas, ha sido estudiado fundamentalmente desde un punto de vista biomecánico. La retención que estos sistemas ofrecen lo convierten, actualmente en la técnica de preferencia para el anclaje de prótesis fijas unitarias, si el diagnóstico y la indicación han sido correctas.

Ahora bien, los conceptos odontológicos vanguardistas, esto es, adhesión y conservación, están poniendo a prueba tales conceptos tradicionales, disponiéndose actualmente de diversos sistemas alternativos que son blanco de acuciosas investigaciones en busca del sistema que ofrezca los estándares y conductas clínicas más adecuados. Un ejemplo de este hecho lo constituye el auge de los sistemas de postes prefabricados de anclaje intraradicular y los materiales dentales adhesivos como forma de reconstruir un muñón artificial.

El presente trabajo aborda, en sus primeras páginas la conceptualización teórica de apoyo al problema en cuestión; a continuación se detalla prolijamente los procedimientos y materiales utilizados durante la experimentación. En capítulos posteriores, se analizan los resultados obtenidos los cuales son objeto de discusión. En la parte final, se exponen las conclusiones, las cuales, de manera general sugieren la utilización indistinta de sistema de espiga muñón colados o el sistema perno prefabricado con reconstrucción a base de resina compuesta para ofrecer retención a coronas metálicas periféricas. No se concluye similar en relación a la utilización del ionómero vítreo.

## MARCO TEORICO

Tras las recientes pasadas tres décadas de desarrollo odontológico, ha ido sustentándose el concepto de odontología conservadora, en contraste con su predecesora de tendencia más bien mutilante. Este enfoque actual ha conseguido aumentar el número de piezas dentarias que están siendo conservadas en boca a través de terapias endodónticas, lo que se ha acompañado de un concomitante y sostenido desarrollo científico de conocimientos y técnicas para la restauración de dichas piezas.

Los objetivos fundamentales del tratamiento restaurador son devolver forma y función. A ellos se agregan consideraciones de estética, prevención de caries y retención de la restauración final(1).

Ahora bien, no todo diente susceptible de tratarse endodónticamente puede restaurarse. Fracturas subcrestales, soporte periodontal disminuído, factores económicos y otras condiciones clínicas pueden significar, eventualmente, un pronóstico negativo para la pieza dentaria, fortaleciendo la necesidad de un examen y evaluación previos óptimos al momento de decidir su conservación. Después de un exitoso tratamiento endodóntico puede aún ser necesario extraer aquel diente en razón a una restauración inadecuada(2).

Un diente tratado endodónticamente es similar a un diente "anciano". Debido a su menor contenido de humedad y su pérdida de dentina coronal, pueden predecírsele problemas de fracturas cuspídeas, radiculares o de la corona clínica(3). Dicho de otra manera, los tejidos de un diente despulpado lo hacen más frágil(4), transformándose en blanco más propenso de fracturas verticales y horizontales. Con todo, se sabe que la pieza tratada conserva aún un metabolismo definido, en menor grado que un diente vital, mantenido por aparatos accesorios a ella.

Si 25% o más de la estructura coronaria de una pieza tratada endodónticamente está perdida, alguna forma de dentina "artificial" se requiere para ofrecer adecuado soporte y retención a la restauración final(2). Se promueve, como mínimo, que la protección cuspal sea completa en toda restauración de pieza posterior tratada endodónticamente(1). Para proteger contra fracturas horizontales, algún soporte vertical debe ubicarse en el diente(1,2) puesto que las paredes dentinarias de las piezas sometidas a terapia endodóntica han quedado más delgadas y susceptibles a la fractura. Para soporte vertical, resulta adecuado pensar en

espigas, postes y/o pines. Idealmente, un poste inserto en una preparación dentro de los márgenes de la raíz usando el conducto como guía, ofrece óptimo soporte para un muñón. Este poste, puede ser complementado con uno o más pines(5). Se converge así a la idea de **refuerzo radicular intracanalicular** que consiste en la cementación o atornillamiento de un poste dentro del conducto radicular de un diente tratado endodónticamente sin signos o síntomas patológicos presentes. Es pensable que un poste ubicado en esta posición pueda reforzar la pieza dentaria previniéndola de las fracturas(6).

### Reforzamiento radicular

El uso de espigas o postes y muñones parece tener dos objetivos: reforzar la porción coronal tanto como la radicular para prevenir fracturas y alterar la estructura del diente para poder restaurarlo(4,7,8). Ya en el siglo pasado se esbozan principios tendientes a ubicar elementos intraradiculares para fines eminentemente restauradores, conociéndose la corona Richmond(1970), seguida por Davis y otras técnicas de características similares(2,9). En la actualidad, reforzamiento radicular, en asociación a otros dos conceptos -cubierta coronaria y posición del diente en la arcada-, resultan de extrema relevancia para pronosticar la longevidad de la pieza en boca(9).

### Postes

Antes de la introducción de postes prefabricados al mercado odontológico, el protocolo terapéutico para refuerzo de estructuras dentarias disminuídas pasaba ineludiblemente por el colado de una espiga con un muñón, generalmente de oro, por técnica directa o indirecta. En la actualidad, la disponibilidad de estos elementos preformados ha considerado que el éxito que puedan tener en un tratamiento se englobe en un gran concepto: precisión(10).

Los **postes** son elementos preformados construídos en diferentes materiales, según su utilización, que se ubican intrarradicularmente buscando retención para proteger la estructura dentaria remanente y facilitar la restauración de ella. Durante los pasados 20 años, se ha introducido una variedad importante de postes prefabricados que se diferencian por el diseño propuesto. Una manera de clasificarlos se presenta a continuación en el cuadro 1.

- 1.- Postes pasivos: no atornillados a dentina
  - a.- paralelos : lisos o dentados
  - b.- cónicos : lisos o dentados
  
- 2.- Postes activos: atornillados a dentina
  - a.- paralelos : lisos o dentados
  - b.- cónicos : lisos o dentados

Los artículos revisados concuerdan que un diseño atornillable es el que ofrece mayor retentividad de todos los postes testados y que un diseño paralelo presenta mayor resistencia a las fuerzas traccionales que uno cónico(7,10) Longitud y diámetro del poste y material de cementación que se utilice corresponden a factores sobre los cuales ha ahondado la investigación, buscando conocer su relación con la retención intracanalicular del poste.

Como es de pensarse, un aumento en la longitud del poste significa aumento en su retención; sin embargo, no existe unanimidad en relación a la profundidad que debe alcanzar dentro del conducto. Los postulados al respecto incluyen "igual a la longitud de la corona clínica, la mitad de la raíz, más largo que la corona clínica final, a mitad de camino del ápice y la altura de la cresta alveolar o dejando 3 a 5 mm de material de relleno radicular(1,4,5,8). Se coincide, eso sí, en que durante todo momento se debe impedir la perturbación del sellado apical.

El calibre del poste que sea utilizado también juega un papel importante en relación a la capacidad retentiva que éste tenga dentro del conducto radicular. Sin encontrar bibliografía suficiente y concluyente al respecto, se coincide que un aumento del diámetro del poste aumenta su retención en boca(11,12). Si bien esto parece razonable, debemos considerar que a medida que se aumenta el grosor del poste con el concomitante incremento del conducto radicular, se puede alcanzar un peligroso debilitamiento de las paredes dentinarias radiculares por disminución de su grosor e involucrar a la raíz en una fractura que oscurecería enormemente el pronóstico de la pieza. Esta consideración ha llevado a los investigadores a estudiar diámetros de postes y su relación con las fracturas radiculares. A este respecto, in vitro se ha obtenido buenos resultados con calibres de 1.3 mm aproximadamente(1).

Otro aspecto que ha centrado la atención de los investigadores es la cementación de los postes. Hay quienes concluyen que los efectos de la cementación en la retención intraradicular de los postes son pequeños(10). Otros concluyeron indistintamente fosfato de zinc y policarboxilato, agregando que no existe ventaja entre los sistemas de cementación usados en su estudio(7). Más aún, se ha diseñado experimentos para la prueba de diferentes materiales de cementación de postes intraradicales(13,14,15) mas ninguno de ellos ha arrojado resultados estadísticamente significativos en favor de algún material en especial. Conviene estudiar acuciosamente las condiciones experimentales de tales estudios para obtener una conclusión clínica posterior, ya que varios de ellos no hacen distinción entre un poste liso y uno dentado o no advierten que un poste paralelo tiene, de por sí, mayor retención que uno cónico.

Un factor que no puede obviarse lo constituye la presión hidrostática generada por el agente cementante sobre las paredes dentinarias radiculares. Esta puede resultar detonante de una fractura radicular durante la cementación. Para disminuir este efecto se ha perfeccionado el diseño de muchos postes introduciéndoles diferentes métodos de "escape" del material para disminuir su presión mientras el proceso se realiza.

Un hallazgo interesante es observar un aumento definido del stress sobre la superficie radicular detectado en postes ubicados dentro del conducto sin cementar(17). En oposición a esto, indican que el material de cementación distribuye las fuerzas a través de toda la superficie radicular más homogéneamente y no en una región localizada de ella. Optimos valores de retentividad de un poste se han obtenido ubicando el material cementante dentro del conducto protésico de preferencia antes que depositarlo sobre la superficie del poste o en ambas simultáneamente(18). De los factores desarrollados en esta introducción teórica en relación a retentividad de un poste, Standlee y cols. concluyen que el más influyente es el diseño del poste usado(19).

Se ha descrito que un poste puede sufrir corrosión en boca, detectable en estadios tardíos del fenómeno. Se ha observado cambios en y alrededor de raíces que contenían metales no nobles en su interior(20). Biopsias obtenidas de encías decoloradas adyacentes a un diente extraído que contenía un poste en su interior, muestran la presencia de Cu, Zn y He en cantidades relativamente altas. Ellos probablemente provenían de los materiales dentales usados(21). Deutsch y cols. concluyen que los productos de la corrosión pueden migrar por los tubulillos dentinarios y que podría asociarse a la mayor propensión a la fractura longitudinal(7).

La consecuencia más funesta de una inadecuada selección y/o una violenta inserción de un poste es la fractura radicular o dentaria completa. Los factores que más probablemente se asocian a este fracaso incluyen grosor y longitud excesivas del poste, debilitamiento de las paredes dentinarias radiculares por la terapia endodóntica previa o por la preparación del conducto radicular en la etapa de rehabilitación, inadecuado material y técnicas de cementación, etc. Sobre 212 dientes humanos extraídos se midió la resistencia a la fractura radicular frente a los diferentes diseños de postes. Concluyeron que un poste cónico y dentado aumenta la incidencia de fracturas en 20 veces(22).

Si bien, la falla más frecuente en cuanto a fractura es a nivel dentario, existen casos en que es el mismo poste quien sufre la fractura. Esta puede ocurrir en condiciones de calibre muy pequeño de la estructura prefabricada y de fuerzas exageradas sobre él.

### Selección de un sistema de postes

Tanto para piezas anteriores como para posteriores se sugiere ocupar un sistema de postes para soportar un muñón en su porción coronaria(1,8). Existen actualmente alrededor de 100 sistemas disponibles en el mercado, cantidad que puede confundir a cualquier clínico sobre cuál de ellos es el más conveniente. La decisión final deberá considerar una serie de elementos teórico-clínicos y radiográficos para optar a la mayor eficacia y retención de un poste con el menor riesgo de fractura radicular.

El examen radiográfico, como es sabido, entrega información exclusivamente del diámetro mesiodistal de la raíz, la que se necesita visualizar tridimensionalmente para conocer la morfología y disposición de el o los conductos radiculares. Existen piezas dentarias que desarrollan depresiones dentro del canal radicular que alejan la posibilidad necesaria que un poste se acomode y ajuste íntimamente a las paredes del conducto. Ejemplo específico de esta situación lo constituyen incisivos centrales y laterales inferiores. En ellos se preferirá utilizar otra técnica restauradora que minimice los riesgos sobre la raíz.

Kahn(23), propone 10 cualidades ideales a considerar para un sistema de postes:

- 1.- Postes paralelos, que distribuyen mejor la fuerza masticatoria.
- 2.- Longitud de 7 a 11 mm.
- 3.- Tan largo como la corona clínica o la mitad del hueso de soporte.
- 4.- Sistema de escape para el reflujo de cemento para disminuir la presión hidrostática.
- 5.- Removible.
- 6.- Resistencia suficiente para evitar fracturas durante la masticación.
- 7.- Por lo menos, 3 mm de gutapercha en el conducto radicular para asegurar un sellado apical perfecto.
- 8.- 2 mm mínimo de estructura radicular entre el conducto preparado para el poste y la superficie radicular externa.
- 9.- Fácilmente colocable.
- 10.- Relativamente barato.

7 .-

Lau y cols.(3), agregan otras consideraciones en relación al mismo aspecto, a saber:

- 1.- Instruir al endodoncista para no ocupar puntas de plata en conductos donde se ubicará un futuro poste.
- 2.- Usar siempre refuerzo intraradicular en dientes tratados endodónticamente.
- 3.- No ubicar un poste y muñón en dientes con raíces "miniatura" o frágiles.
- 4.- No ubicar tampoco este sistema en raíces acintadas y fácilmente perforables.
- 5.- No colocar el sistema poste-muñón en dientes con forma radicular altamente irregular.
- 6.- No ocupar postes para reubicar un diente en malposición.

Independiente a los postulados anteriores, previo a cualquier consideración, resulta fundamental entender que la estructura radicular y coronaria residual de un diente tratado endodónticamente guían la selección y ubicación de un poste para que este ofrezca la mayor retención y resistencia a la fractura(23).

Para efectos de la posterior reconstrucción de un muñón sobre la porción coronaria de un poste, aspecto a profundizar en líneas posteriores, se indicará uno de estos elementos prefabricados en aquellos dientes con alguna estructura coronaria remanente que servirá tanto para proteger el muñón reconstruido de las fuerzas horizontales que tienden a desalojarlo por desplazamiento lateral, como para favorecer la adhesión de un material a los tejidos dentarios(2).

#### Elementos de refuerzo coronario.

Elementos de funciones análogas y/o complementarias a un poste intraradicular son los pines de retención coronarios. Utilizados desde el siglo pasado(1896), su uso se ha difundido a todas las fases de la odontología con gratificantes resultados(24). Ellos se ubican en dentina, a menudo sobre piezas vitales, consideración que hace necesario que un pin debiera tener un calibre lo suficientemente pequeño para que, durante su inserción, no irrite la pulpa ni se acerque peligrosamente a la superficie externa de la pieza, y, sin embargo, no pierda sus propiedades de resistencia y retención.

Los pines fueron introducidos con real base científica en 1958, por Markley, cuando publica su técnica de retención de restauraciones con la utilización de pines cementados a dentina. Goldstein presentó una técnica que utiliza la elasticidad de la dentina para retener friccionalmente pines en agujeros más pequeños que su diámetro. Una tercera técnica fue descrita por Going, por medio de la cual un pin atornillado se roscaba en un agujero de diámetro también menor a su calibre. Estos tres aportes significan en la actualidad los tres tipos de pines disponibles, clasificados de acuerdo a su forma de retención:

- 1.- Cementados, que pueden ser roscados o lisos
- 2.- Friccionados
- 3.- Atornillados y sin cementar.

Diversas son las consideraciones terapéuticas promulgadas para la utilización de pines de retención, pero no es el propósito de este enfoque teórico enumerarlas. No aporta como base a nuestra investigación. Sí debe establecerse que en su indicación y selección se considera fundamentalmente la remanencia de tejidos coronarios y su estado en relación a la resistencia. Muchas veces es posible reconstruir un muñón retenido a expensas exclusivas de pines de retención. Sin embargo, la situación más conveniente y frecuente es la complementación sinérgica con la acción de un poste intraradicular al momento de reconstruir un muñón durante la etapa restauradora. Autores han propuesto ocupar un pin por cúspide o pared perdida(2). El uso de pines para reconstrucción sobre dientes desvitalizados, ha sido frecuentemente recomendado. En el caso de utilizarse en ausencia de un poste, se indicará en dientes con conductos tortuosos, divergentes, cortos y o finos(2), considerando remanencia coronaria y tipo de restauración a recibir.

Reconstrucción de muñones coronarios: un objetivo del refuerzo radicular

Las indicaciones postuladas para los sistemas de poste y muñón para la reconstrucción de dientes despulpados se ha estudiado y profundizado bastante en la literatura desarrollándose variadas técnicas desde el oro colado hasta la utilización del ionómero vítreo con inclusión de titanio, pasando por la amalgama y la resina compuesta entre otros. La reconstrucción de un muñón, sea sobre espigas, pins anclados o postes de stock, resulta una buena medida para resistir los stress oclusales rotacionales y laterales(3) que ocurran sobre la pieza dentaria.

Los materiales dentales utilizados para la reconstrucción son la expresión concomitante del desarrollo tecnológico en nuestra área. En general, las propiedades físicas y mecánicas de un material para muñón no han sido determinadas(25). En esta búsqueda por el material ideal, se ha ido dejando de lado algunos que no pudieron perpetuarse por no presentar comodidad en su utilización, ser irritantes a la órgano pulpar, no resistir las fuerzas a que se somete, o ser, sencillamente, muy caros, como es el caso del oro. Otros, por su parte, son objeto de actuales profundos análisis científicos para determinar si alcanzan o superan los estándares ofrecidos por los materiales que actualmente gozan de aceptación. En esta situación se encuentra precisamente el ionómero vítreo que, dadas sus propiedades de adhesión y anticariogenicidad merece la atención de los investigadores para concluir sobre su recomendación o su rechazo.

Sin entrar en tratados de materiales dentales, diremos que los composites superan a otras resinas en su resistencia compresiva, resistencia traccional, módulo de elasticidad, dureza, resistencia a la abrasión, contracción de polimerización y expansión térmica(26). Además, es un material adhesivo a las estructuras dentarias y su uso permite la confección de un muñón en una sola sesión. Su utilización está descrita para reparar pequeñas irregularidades de un muñón dentario natural, sobre postes metálicos, en asociación con pines o sobre éstos exclusivamente(8). Tales esquemas han ofrecido favorables resultados frente a los requerimientos a los que han sido sometidos.

Otro material de uso difundido en reconstrucción de muñones es la amalgama, la cual ha arrojado resultados experimentales favorables en relación a retención de coronas comparado a un sistema de espiga y muñón colados(27). En comparación a ella, el composite se presenta como de más fácil manipulación(lo que es relativo según las preferencias del operador), de resistencia comparable con la estructura dentaria, de polimerización rápida y de cómoda preparación.

### Objetivo General

- 1.- Evaluar in vitro la retención de coronas periféricas metálicas sobre sistemas de poste prefabricado y reconstrucción a base de resina compuesta y ionómero vítreo.

### Objetivos Específicos

- 1.- Medir la resistencia traccional de prótesis fijas unitarias completas metálicas sobre el sistema de poste prefabricado y muñón reconstruido a base de resina compuesta.
- 2.- Medir la resistencia traccional de prótesis fijas unitarias completas metálicas sobre sistema de poste prefabricado y muñón reconstruido a base de ionómero vítreo.
- 3.- Medir la resistencia traccional de prótesis fijas unitarias completas metálicas sobre sistema de espiga muñón metálicos colados.
- 4.- Comparar la resistencia traccional de prótesis fijas unitarias completas metálicas sobre sistema de poste prefabricado y reconstrucciones a base de composite y ionómero vítreo con la resistencia traccional de prótesis fijas unitarias completas metálicas sobre sistema de espiga muñón colados.

Definición de Conceptos

- 1.- Retención de coronas : Capacidad de una corona de resistir la fuerzas extrusivas que tienden a su desalajo.
- 2.-Fuerza traccional axial: Fuerza ejercida sobre un cuerpo a través de su eje mayor, aplicada en sentidos opuestos en relación a los polos de tal eje.

## MATERIAL Y METODO

Se recolectó 18 primeros premolares inferiores y 18 primeros premolares superiores, frescos, extraídos por indicación ortodóntica, sin caries u otra lesión. Todos ellos fueron conservados en un recipiente plástico tapado especialmente destinado para este objetivo, que contenía agua destilada. Este almacenaje se mantuvo hasta al momento de su utilización (aproximadamente 48 horas después de su extracción). Se mantuvo durante todo este tiempo las piezas dentarias en un refrigerador a 4 grados centígrados.

Al momento de su utilización, se puso las piezas superiores en una bolsa negra y las inferiores en otra similar y se introdujo la mano 18 veces sucesivas, extrayendo un diente cada vez. Los primeros 6 pertenecieron al grupo A. los 6 siguientes al grupo B y los restantes 6, al grupo C. Como esta operación se realizó en ambas bolsas, se conformó 3 grupos de dientes, de 12 unidades cada uno (6 premolares superiores y 6 inferiores).

Cada uno de los especímenes agrupados, fue objeto de un desgaste horizontal coronario con disco de carburundum 7/8 abrasivo por un lado, con refrigeración constante, que conservó 1.5 mm de esmalte y dentina, medida tomada desde la superficie desgastada hasta el límite amelocementario vestibular. Todos los desgastes los realizó el mismo operador y las dimensiones fueron corroboradas con regla milimetrada entre dos personas.

A continuación, se trabajó por grupos procedimientos individuales que se detallan aisladamente para cada uno.

### GRUPO A (Control)

Con fresa Largo Nº4 (Maillefeur, Suiza), montada en un micromotor Starflite (Star Dental, USA), se realizó el tallado del conducto protésico a expensas del conducto radicular de cada pieza; en aquellos dientes que poseían más de un conducto, se eligió aquel que fuera más largo y paralelo al eje mayor del diente según sondeo con sonda recta. La fresa utilizada tenía un tope de goma que indicaba una longitud de trabajo de 10 mm. Al momento en que el fresado en profundidad implicara el contacto de la superficie dentaria con el tope de goma, se suspendía la maniobra y se retiraba el elemento rotatorio de corte. El conducto tallado se irrigó con suero fisiológico profusamente y fue secado con aire a presión. Al final de esta operación, debía observarse la pieza dentaria con un conducto protésico de 10 mm de profundidad desde la

superficie horizontal coronaria, de paredes regulares, limpias y secas. Tal estado se comprobó por dos operadores visualmente y con la ayuda de una sonda recta.

Terminada esta etapa, se procedió a la confección de un patrón directo de espiga y muñón para cada una de las 12 piezas del grupo A. Para tal objetivo se utilizó la resina para patrones directos Duralay (Reliance Dental MFG Co., USA). Se seleccionó un vástago fundible ad hoc (Reliance Dental MFG Co., USA) y se probó en el conducto, observando que no se existiera retención de él dentro del conducto y que dejara espacio para la ubicación de la resina. Luego se retiró. Se lubricó el conducto con vaselina líquida.

Se preparó una porción de Duralay, siguiendo las indicaciones del fabricante y se introdujo una cantidad pequeña al conducto. Luego se cargó moderadamente el vástago y se llevó al conducto. Se rebasó la superficie coronal previniendo que no faltare acrílico como para reconstruir un futuro muñón metálico. Se esperó la polimerización del patrón previo a ser retirado y se criticó su integridad. Una vez aceptado el patrón y se mandó a procesar al laboratorio dental Wiener (Santiago), mientras que el diente se lavó con suero y se volvió a almacenar en su recipiente original.

En el laboratorio se siguió el procedimiento tradicional de colado. Se decidió utilizar la aleación Orcastr (Macrodent, Argentina), aleación metálica cerámica de valor comercial menor que las aleaciones más nobles, cuyos principales constituyentes son Cr, Co y Ni. La composición precisa es secreto industrial del fabricante, por lo que no se publica. Para efectos de nuestra investigación, la elección es perfectamente aceptable.

Se recibió los colados metálicos a los dos días de haberse enviado. Cada uno de los 12 fue criticado aisladamente considerando integridad, poros y defectos. Acto seguido, cada pieza colada fue probada en sus respectivos dientes. Se volvió a criticar en relación a ajuste vertical y horizontal, observando basculaciones y longitud de la espiga (10 mm). Si no había reparos que hacer, lo que procedía era la cementación del colado.

Se procedió a lavar cada conducto profusamente a lo que siguió un secado efectivo con la jeringa triple. En referencia a los datos obtenidos de la bibliografía y a nuestra experiencia clínica, nos inclinamos por la utilización de cemento de fosfato de zinc (Teledyne Getz, USA). Se preparó el cemento siguiendo estrictamente las indicaciones del fabricante, dosificando el polvo con una cucharita ad hoc y el líquido depositado con el gotario del propio kit. Con espátula se mezcló líquido y polvo por aproximadamente 1 minuto obteniendo una consistencia de pelo de aproximadamente 1.5 mm de altura desde la espátula hasta

la loseta a temperatura ambiente. Con el mismo instrumento se depositó cemento en toda la espiga y en la porción coronal del conducto. Luego se introdujo lenta y manualmente la espiga al conducto, asegurándose que ésta llegara a la longitud correcta. Con presión digital axial se mantuvo por 8 minutos. Transcurrido ese tiempo, se dejó de presionar y se retiró los excesos producidos con sonda. Esta maniobra, por supuesto, se realizó en las 12 piezas del grupo.

Debía, a continuación tallarse los muñones. Cada uno de ellos debía cumplir con las siguientes características:

- 1.- Altura: 3.5mm, sin considerar estructura dentaria.
- 2.- Inclinação de paredes de 6 grados aproximadamente hacia oclusal.
- 3.- Escalón periferico de 1mm.
- 4.- Los anchos masiodistal y vestibulopalatino se rigieron por el desgaste periferico realizado.
- 5.- Altura del muñón completo(incluyendo desgaste dentario) de 5mm.
- 6.- Vertientes oclusales en 150 grados aproximadamente.

El aspecto más crítico de los citados, fue certificar que la angulación fuera la correcta. Para este efecto se utilizó una matriz confeccionada especialmente para este experimento. Consistía en una lámina de aluminio que en uno de sus extremos constaba de una prolongación, a manera de cuña, angulada en 6 grados con respecto a la vertical. Sobre esta lámina se desliza otra cuña de aluminio cuya base es paralela a su riel en la lámina anterior. Como tiene la forma de triángulo rectángulo, su hipotenusa forma un ángulo de seis grados con la lámina mayor. Esta disposición hace que se pueda medir la angulación de las paredes del muñón que se va tallando hasta alcanzar la medida deseada. Además, al ser un dispositivo móvil, puede adaptarse a cualquier estructura muñón que se esté reconstruyendo. El esquema adjunto clarifica más el dispositivo:(ver anexos).

Con fresa Zebkya (Maillefeur, Suiza), montada sobre una turbina Concentrix (Star Dental, USA), se procedió a desgastar la estructura metálica y dentaria hasta obtener un escalón de 1 mm en toda la periferia del diente. El desgaste se realizó bajo constante irrigación y por el mismo operador. En sentido oclusoapical, el desgaste alcanzó 1.5 mm en tejido dentario. A continuación, se realizó el desgaste de las paredes del muñón, verificando constantemente la angulación resultante con el dispositivo

descrito anteriormente. Cuando la coincidencia de las paredes del muñón con las cuñas del dispositivo era perfecta, se daba por concluida la maniobra.

Procedía, a continuación, la corrección de la altura del muñón, para lo cual se desgastó horizontalmente, con la misma fresa utilizada anteriormente, hasta obtener una altura de 5 mm desde el escalón hasta la parte más alta del muñón. Acto seguido, se desgastó la superficie oclusal hasta obtener una angulación aproximada de 150 grados comprada con una lámina de aluminio que se preparó para este efecto, cortándose 2 bordes en esa misma angulación. Cuando el desgaste coincidía con los bordes de esa lámina, se concluía el desgaste. Para la terminación del muñón se utilizó la fresa troncocónica 806.314(D.Z, Alemania), la cual fue pasada suavemente y por una sola vez sobre todas las superficies de la estructura tallada, evitando aumentar el desgaste. El resultado final, en cantidad de corte fue medido y aceptado con los dispositivos ad hoc por dos operadores ayudados con regla milimetrada.

La secuencia de procedimientos descrita se para este grupo se puede observar gráficamente en las fotografías 1 a 16.  
(ver anexos).

#### GRUPO B y C

Para estos dos grupos de dientes(n:24), se utilizó el sistema de pines y postes del sistema Parapost(Whaledent Internacinal, USA), kit que provee un completo conjunto de elementos para la restauración de piezas dentarias. El conjunto consta de tres fresas de diferente diámetro diferenciadas en amarillo, rojo y negro en orden creciente, juegos de vástagos fundibles de diámetro y colores similares a las fresas, pernos provisionales de aluminio para instalar tratamientos provisionales y pernos metálicos de iguales calibres para el caso de restauraciones definitivas. Tales pernos miden mm de diámetro el menor, mm el intermedio y mm el mayor, en concordancia con las fresas coloreadas correspondientes.

Con la fresa amarilla del kit, se procedió a tallar un conducto protésico de 10mm de longitud desde la superficie previamente desgastada hacia la profundidad, medición efectuada con tope de goma en la fresa utilizada. Para tal maniobra se siguió pulcramente las instrucciones que exige el fabricante del sistema, especialmente relación con la no basculación del elemento de corte durante el tallado y confeccionar el conducto en los mínimos tiempos posibles evitando repasos innecesarios. Terminada la maniobra, se irrigó con suero fisiológico. Esta misma maniobra se repitió con las dos fresas siguientes. Terminado el último tallado, se volvió a lavar profusamente con suero y se secó.

A continuación, se procedió a probar el ajuste del poste metálico mayor del kit Parapost, cuyo diámetro debe coincidir con el del tallado final de los conductos. Con pinza de curaciones se comprobó ajuste y retención del poste. Las 24 piezas talladas pasaron la prueba. Para que la cabeza retentiva del poste quedara incluida dentro del material con que se reconstruiría el muñón, se cortó el poste 3 mm en su porción apical. De esta manera, la porción visible del poste alcanza a incluirse completamente dentro del material para reconstruir. Finalmente, se volvió a lavar y secar el conducto de cada uno de los 24 dientes para acceder a la siguiente etapa: la cementación de los postes.

El proceso de cementación se realizó de idéntica forma como se procedió para el grupo A. Se tomó con pinzas el perno de su porción coronaria, cargado con cemento fosfato de zinc y se introdujo en el conducto lentamente. Se tuvo la precaución de dejar el diámetro mayor de la cabeza del poste en sentido vestíbulo palatino del diente para lograr que quede íntegramente incluido en el material de reconstrucción posterior. Se mantuvo con presión digital por 8 minutos, tiempo tras el cual se dejó de presionar y se retiró los excesos de igual forma que los especímenes del grupo A.

Tras las maniobras descritas, la situación de las 24 piezas del grupo B y C se puede observar con las fotografías 17 a 20. (ver anexo).

A continuación, se recuperó la individualidad de cada grupo puesto que serían objeto de maniobras diferentes.

Para el grupo B, se requirió de la confección de un muñón artificial a base de resina compuesta o composite. Se decidió por la utilización del kit de resina compuesta Prisma APH(Caulk-Dentsply, USA), composite híbrido de curado por luz halógena. Arbitrariamente se eligió la jeringa de color LY(B-66). Se lavó y secó los especímenes de la misma manera que lo hemos venido realizando, poniendo énfasis en el sacado de todas las superficies en contacto con el material adhesivo. Se pinceló la superficie dentinaria con Dentin Primer(Caulk-Dentsply, USA) y se secó a los 30 segundos. Acto seguido, se procedió a colocar el agente adhesivo del mismo kit, pincelando todas las superficies coronarias(dentarias y metálicas), puesto que resultó extremadamente difícil pincelar sólo la dentina. Con la lámpara de fotocurado Max(Caulk, Canadá) se fotopolimerizó por 1 minuto, cambiando cada 20 segundos la angulación del haz de luz.

A continuación, y con la ayuda de un instrumento de teflón especialmente destinado para la resina compuesta, se colocó porciones pequeñas del material para ir reconstruyendo el muñón. El orden establecido era desde la zona de unión diente-poste hacia arriba y posteriormente, hacia la periferia. Se necesitó de aproximadamente 5 porciones pequeñas de composite para la reconstrucción completa y entre cada capa se polimerizó por 1 minuto. Cada capa no tenía más de 1 mm de espesor. Comprobando la polimerización del material, que este se encontrara en exceso y que no existiera burbujas, se dio por terminada la tarea.

El tallado del muñón se realizó de idéntica manera y con los mismos materiales utilizados en el desgaste de las piezas del grupo A, usando la misma fresa de terminación.

El proceso seguido para las 12 piezas del grupo B, se observa en las fotografías 21 a 23 .

Para el grupo C, se requirió de la confección de un muñón artificial a base de ionómero de vidrio. Se escogió el producto ChemFil II (De Trey-Dentsply, Suiza), ionómero vítreo anhidro del tipo de restauración. La preparación previa de los especímenes fue idéntica a los del grupo B. Sobre una loseta fría se mezcló el polvo con agua destilada bajo prolijo protocolo del fabricante con respecto a la dosificación y se espatuló por 15 segundos estrictos, tiempo tras el cual se llevó el material al diente con su poste respectivo. Inmediatamente, se pinceló con el adhesivo dentinario del kit APH, se polimerizó y se esperó 10 minutos su reacción de endurecimiento. A continuación se analizó prolijamente la integridad de la estructura. Tal maniobra fue efectuada por dos operadores. Aceptados los 12 especímenes, procedió realizar el tallado absolutamente igual al efectuado sobre los especímenes del grupo B y, lo que es más importante, se terminó con la misma fresa en todas las superficies del muñón, igual a los dientes de los otros grupos.

Los procedimientos seguidos para el grupo C pueden apreciarse en las fotografías 24 a 26 .

Las maniobras efectuadas hasta ahora presentan los especímenes de prueba de la siguiente manera:

- 1.- Grupo A(n:12), premolares portadores de una espiga metálica cementada con cemento de fosfato de zinc.
- 2.- Grupo B(n:12), premolares portadores de un sistema de poste-muñón, a base de un poste del sistema Parapost y un muñón reconstruido con resina compuesta.
- 3.- Grupo C(n:12), premolares portadores también de un sistema de poste-muñón, a base de un poste Parapost y un muñón reconstruín con ionómero vítreo.

Se eligió aleatoriamente 4 especímenes de cada grupo y se les procedió a medir el área, en cm<sup>2</sup>, del muñón formado. Para este objetivo se bruñió una lámina de aluminio muy delgado sobre la estructura. Luego se retiró y estiró sobre una hoja de papel milimetrado midiéndose el área por recuento de los cuadrados ocupados por el papel de aluminio. Al promediar los datos obtenidos, se obtuvo un valor de 1 cm<sup>2</sup>.

La siguiente etapa correspondió a la construcción de coronas periféricas metálicas completas sobre todos los especímenes. Tales coronas debían cumplir con los siguientes requisitos:

- 1.- Individualizada para cada espécimen.
- 2.- Colada en Orcast.
- 3.- Ajuste periférico perfecto, comprobado con inspección visual y ausencia de resalte al pasar la sonda.
- 4.- Buena retención, probando la corona sobre su respectivo muñón y notando resistencia al desalojo gravitacional al dar vuelta el cuerpo con la corona hacia abajo.
- 5.- Ausencia de basculaciones ni interferencias en el posicionamiento de la corona.
- 6.- Diseño externo: no existe requisito estético. El diseño que se ideó exigía un grosor de corona de aproximadamente 1 a 1.5 mm en toda su estructura. Además debía tener una arandela en el extremo más oclusal para servir de elemento de tracción. Se instruyó al laboratorista que la parte más superior e la argolla debía coincidir con el eje mayor del diente.

La tarea de construcción de las coronas, se confió al Laboratorio dental Wiener. Ellos confeccionaron patrones de cera que, previos a ser colados, fueron revisados por un operador quien comprobó si los requerimientos fueron cumplidos.

Se recibió del laboratorio cada espécimen con su respectiva corona. Cada espécimen fue criticado en cuanto a todos los tópicos mencionados anteriormente, previo a proceder a su cementación.

Se lavó cada muñón con una solución desengrasante (metanol-etil acetato y tolueno) y se secó con aire a presión. Acto seguido, sobre una loseta fría se dispensó polvo y líquido de cemento de fosfato de zinc. Se trabajó de la misma manera que en etapas anteriores. Se espatuló por un minuto hasta obtener una consistencia de pelo; se cargó la corona y luego se cubrió los planos de la preparación con una película delgada de cemento. Manualmente se ajustó la corona en posición y se mantuvo bajo presión digital por 8 minutos. Transcurrido ese tiempo, se dejó de presionar y se retiró los excesos con sonda desde la corona hacia la raíz.

En este momento, las 36 piezas poseían una corona periférica completa cementada sobre un muñón artificial. Se puede apreciar una muestra de ellas en la fotografía 28 .

Para poder realizar el ensayo de tracción lineal fue necesario colocar un elemento para traccionar en el extremo opuesto de la arandela oclusal. Con cera amarilla se fijó en el ápice de cada espécimen una argolla metálica cuyo diámetro mayor se ubicare en paralelo a una vertical tirada desde el extremo más superior de la arandela oclusal. Este requisito debía comprobarse en los 3 ejes del espacio. Para esto se ubicó una pequeña plomada desde la arandela que sirvió de referencia para cumplir tales exigencias. El asunto consistía en establecer un sistema que garantizara que la tracción que se ejerciera fuerza estrictamente lineal y no existiera componentes en otros ejes. Para fijar la estructura formada, ésta se encofró con cera amarilla, para posteriormente recibir un vaciado de acrílico rosado de autopolimerización que cubrió argolla y superficie radicular del espécimen hasta 1 mm de la corona metálica. La polimerización del acrílico derritió la cera que lo contenía, obteniendo, finalmente, un bloque rígido completo de acrílico rosado conteniendo la argolla y la raíz y la porción coronal metálica libre de acrílico. (Fotografía 30)

Todos los cuerpos fueron llevados a testear a la máquina de ensayos lineales, de la Facultad de Ingeniería de la Universidad de Chile. Esta máquina consta de una base vertical donde se encuentran los elementos de comando y un riel horizontal que nace de la base vertical donde corre un carro que tracciona los especímenes. La fotografía 36, muestra la máquina de pruebas.

Se pasó cables de acero de 1.5mm de diámetro tanto por la argolla inferior como por la arandela superior, los que fueron fijados a la base y al carro móvil por las mordazas seleccionadas especialmente para este efecto. Se encendió la máquina de pruebas y se activó el mecanismo de tracción, lo que tensó los cables, provocando tracción lineal en el cuerpo. Al momento de fallar, la máquina fijaba la varilla de medida sobre un valor de la escala de kilos de 1 a 50 pudiendo saberse con certeza el valor al cual falló el cuerpo de prueba. Para cada espécimen se anotó el valor en kilogramos de su falla y se le describió inmediatamente el tipo de falla. Se obtuvo así los valores en kilogramos los que cada uno de los cuerpos de los 3 grupos falló. Los resultados fueron sometidos al análisis estadístico del T de Student.

### Resultados

La tabla 1 muestra los valores de resistencia traccional necesarios para la falla del sistema poste prefabricado con reconstrucción de muñón a base de resina compuesta.

GRUPO		B
ESPECIMEN		Kg/cm <sup>2</sup>
1		23.75
2		30.5
3		11.25
4		37
5		27.3
6		25.7
7		20.6
8		31.25
9		29.6
10		30.25
11		19.75
12		21.75
X ± s:		25.72 ± 6.806

Para este grupo se observa un promedio de 25.72 kg/cm<sup>2</sup> con una desviación estándar de ± 6.806 kg/cm<sup>2</sup>. El rango obtenido en los valores de este grupo va desde los 16.5 hasta los 39 kg/cm<sup>2</sup>.

Para el caso de los especímenes del grupo C, la tabla 2 muestra los resultados obtenidos:

GRUPO		C
ESPECIMEN	Kg/cm <sup>2</sup>	
1	40.5	
2	21	
3	11.25	
4	27.25	
5	16.2	
6	18.5	
7	12.25	
8	12.25	
9	19	
10	17.25	
11	15	
12	13.25	
X ± s	18.64 ± 8.22	

Se puede observar un promedio de 18.64 kg/cm<sup>2</sup>, con una desviación estándar de ±8.22 kg/cm<sup>2</sup>. Permite observar, a la vez que el rango de valores obtenidos (11.5 a 40.5 kg/cm<sup>2</sup>) para este grupo es mayor que para el grupo B, factor que incide directamente en la desviación. Para el caso de las pruebas efectuadas sobre el grupo A, considerado nuestro grupo control, la tabla 3 presenta los valores obtenidos:

GRUPO A	
ESPECIMEN	Kg/cm <sup>2</sup>
1	12.5
2	27.3
3	16.55
4	13.5
5	34.3
6	23.8
7	18
8	39
9	30
10	27.3
11	18.5
12	25.5
$\bar{X} \pm s$	$23.85 \pm 8.28$

Se puede observar, en su promedio ( 23.85 kg/cm<sup>2</sup>), una similitud con el valor promedio obtenido en el grupo B. Los rangos de valores fluctúan entre 12.5 y 39 kg/cm<sup>2</sup>, con una desviación estándar de  $\pm 8.28$  kg/cm<sup>2</sup>.

A objeto de establecer la significancia estadística de los resultados, se aplicó el Test T de Student. Al realizar la comparación entre los grupos B y C (resina compuesta y ionómero respectivamente), se halló diferencias significativas estadísticamente ( $p < 0.05$ ).

Practicando el mismo ejercicio para comparar los grupos A y B, no se obtuvo diferencias estadísticamente significativas ( $p > 0.05$ ); resultado similar se observa al evaluar estadísticamente los datos entre los grupos A y C. Entre ellos, a pesar de la expresión de sus promedios, no se estableció diferencias significativas estadísticamente ( $p > 0.05$ ).

## DISCUSION

La presente investigación llevada a cabo en condiciones in vitro, analizó la retención de coronas periféricas metálicas sobre muñones artificiales a base de materiales relativamente nuevos, adhesivos, comparándolos con sistemas tradicionales de espiga muñón colados.

A la luz de los resultados obtenidos, conviene hacer un análisis más profundo que el que puedan ofrecer a primera vista. La diferencia estadística encontrada entre los valores obtenidos para el grupo B y C, responde a una impresión previa hallada durante la fase de procedimientos. La reconstrucción de muñones a base de resina compuesta nos resultó más atractiva reflejo de su mejor manipulabilidad, comodidad, integridad posterior a las pruebas y resistencia, en relación a la utilización de ionómero vítreo. Este material, por su parte resultó de manipulación más complicada y crítica. Sugerimos conocer más sobre las propiedades que ofrezcan este tipo de materiales y seleccionar idealmente alguno de fotocurado (si mantiene las bondades del producto), puesto que permitiría dosificar cantidades medidas, asegurando eliminación de burbujas y permitiendo un manejo más cómodo del ionómero. Para el caso de reconstrucciones de muñones en condiciones clínicas donde se utilice poste prefabricado, sugerimos pensar primariamente en una resina compuesta.

La similitud de promedios de los grupos A y B nos parece razonable. En este trabajo no se introduce fuerzas no axiales a los especímenes, las cuales están presentes en boca, pero los valores obtenidos resultan auspiciosos para la utilización de resinas compuestas. Será necesario complementar este experimento con posteriores donde se aplique cargas horizontales y oblicuas para conocer el comportamiento de los postes y la resina ubicada sobre él.

Si bien el diseño propuesto para la confección de los especímenes del grupo A y B no presentó mayores dificultades, la utilización del ionómero de vidrio sí las presentó. Primariamente, se notó un problema importante en el cargado de la porción coronaria al momento de reconstruir el muñón. Pensamos que resulta demasiado crítico disponer de tan poco tiempo entre el espatulado y el cargado sobre la estructura dentaria y metálica. Una técnica sandwich, en este caso podría resultar más sugerente, pero se podría suponer teóricamente que la resistencia al desalajo de un poste desde una masa de resina compuesta pudiera ser mayor que desde una masa de ionómero. Debe disponerse de mayor información al respecto.

Una situación más perjudicial resultó de la observación bajo lupa de la integridad de la masa de ionómero tras el tallado de la estructura. Un cuerpo de prueba presentó una fractura completa inmediata al comenzar el tallado y, lo que es peor, dos especímenes mostraron fracturas parciales que podrían pasarse por alto en la clínica si no se realiza una observación acuciosa de la estructura formada. Estos cuerpos fueron inmediatamente descartados como especímenes. Podríamos explicar este hecho desde un punto de vista empírico acusando al calor generado del tallado de la estructura metálica, el cual, por transmisión genera cambios dimensionales bruscos que alteran severamente la compacticidad de la masa de ionómero. Esta situación se puede dar aún bajo un profuso sistema de refrigeración. Tal fenómeno no se observó en ningún espécimen del grupo B.

Un aspecto imposible de soslayar es el análisis del tipo de falla preferencial resultante de las pruebas traccionales sobre los especímenes. Si observamos el grupo A, como podría pensarse, ninguna falla se observó en la estructura metálica espiga muñón. De los 12 cuerpos testados, 4 presentaron descementaciones en bloque de toda la estructura metálica, esto es, espiga muñón-corona. Este hecho resulta explicable al considerar que la fuerza ejercida es solamente axial; no suponemos el mismo resultado al introducir fuerzas en otros ejes donde la longitud de la espiga resulta factor fundamental para contrarrestar tales fuerzas. Se ensayó, a manera de observación anexa, la tracción lineal de la corona y la espiga, en sentidos opuestos, de los 4 especímenes citados anteriormente, para conocer la fuerza necesaria para descementar la corona. 2 cuerpos aumentaron su fuerza en 10 kg/cm<sup>2</sup> aproximadamente y los 2 restantes cuerpos conservaron idéntico valor, hecho que inmediatamente sugiere la importancia de la cementación, suponiendo que es el material de cementación el que falla a un determinado valor. Este hecho se repitió para los especímenes 2 y 3 del grupo A.

La situación se presenta similar para el grupo B. 6 de los especímenes probados fallaron descementando la corona y conservando en su posición la estructura poste muñón reconstruido. 2 fallaron drásticamente separando toda la estructura poste muñón-corona, del diente. Los restantes especímenes mostraron la falla a nivel de composite poste, observándose separación completa de la estructura muñón de resina compuesta y corona periférica del diente con su poste cementado. Lo que conviene dejar establecido para el análisis del material en sí, es que éste no presentó en ningún momento fallas estructurales, esto es, fracturas de su masa, ni al momento de ser tallado ni posterior a las pruebas efectuadas.

Con el grupo C se observó otra cosa. Sumado al hecho anteriormente detallado de las fallas estructurales en la masa de ionómero al momento de prepararse, está la evidencia que, en la mayoría de los cuerpos (n:7), la estructura del material fue la que falló. Se pudo comprobar, en todos estos casos, que parte del material quedaba adherido al poste y la estructura dentaria y parte se desprendía junto con la corona. Este argumento resulta aguda crítica para el ionómero que no debe olvidarse al momento de su eventual selección. De los cuerpos restantes, 2 fallaron normalmente, es decir, presentaron descementaciones exclusivamente de la corona y los 3 restantes mostraron separación completa de la estructura poste muñón corona, del diente. Pensamos que, al considerar las fuerzas que se ejercen en boca sobre una estructura como la del grupo C, los resultados podrían resultar más graves aún.

Las fotografías 44 a 46, presentan algunas fallas tipo ocurridas en cada uno de los grupos testados.

Los valores obtenidos en este estudio difieren moderadamente del estudio de Hormati y cols.(25), quienes obtienen valores promedio de 58.9 kg/cm<sup>2</sup> para coronas metálicas cementadas sobre muñones de amalgama y 32.9 kg/cm<sup>2</sup> para aquellas cementadas sobre muñones de resina compuesta. Este estudio no utilizó piezas dentarias ni sistema de postes prefabricados y se pueden explicar las diferencias considerando las medidas de los muñones (que no se detallan en el citado artículo), el tipo de resina compuesta utilizada y su procedimiento, hechos que pueden incidir directamente en los resultados finales.

Todas las cementaciones efectuadas en este estudio se llevaron a cabo con cemento de fosfato de zinc. La observación del estado y ubicación de la película de cemento después de la falla de cada espécimen, merece algunos comentarios. Sobre los muñones metálicos nunca quedó resto de cemento. Para estos casos, sólo se distribuyó sobre las paredes internas de la cofia y sobre la estructura dentaria remanente. En el caso de los materiales adhesivos, cuando la descementación ocurrió a nivel de corona exclusivamente, estos sí presentaron cantidades relativamente moderadas de cemento residual tras las pruebas. Podría sugerirse, entonces, que la retención de cemento fue mayor en relación a materiales adhesivos. En toso caso, la variable cementación resulta de incalculable valor medirla en experimentos posteriores porque pensamos, podría variar en forma importante los resultados de nuestra experimentación, considerando las interacciones posibles entre diferentes medios de cementación y los materiales de reconstrucción utilizados.

La axialidad de la fuerza ejercida sobre los cuerpos, fue un requisito imposible de obviar. Podemos comprobar empíricamente este hecho en aquellos cuerpos en que la descementación se produjo a nivel de espiga muñón y corona juntos, cuando el conducto también se encontraba axial a todo el sistema montado.

Este es un estudio in vitro. No aplica fuerzas en todo sentido como ocurre en boca. En la selección de los materiales se actuó arbitrariamente y otra elección pudiera otorgar otros resultados. Las aplicaciones clínicas que este experimento pudiera ofrecer, entonces, se someten al criterio de las excepciones y limitaciones que este trabajo ha expuesto.

De esta manera, nuestro estudio, lejos de responder todas las inquietudes al respecto, invita a seguir en la línea de experimentación buscando conocer más profundamente todos los factores que puedan influenciar el mejoramiento del comportamiento de nuevos sistemas y materiales dentales, fundamentalmente en su utilización clínica.

## CONCLUSIONES

Según los procedimientos de la presente investigación in vitro de resistencia traccional de coronas metálicas periféricas sobre sistemas de muñones metálicos, de resina compuesta y de ionómero vítreo, los resultados permiten concluir que:

- 1.- Las prótesis fijas unitarias periféricas completas metálicas cementadas sobre sistemas de poste prefabricado y muñón a base de resina compuesta tienen mayor retención que las ubicadas sobre sistemas de poste prefabricado y muñón de ionómero vítreo.
- 2.- No existe diferencia entre la resistencia traccional de prótesis fijas completas periféricas metálicas cementadas sobre sistemas espiga muñón colados y las cementadas sobre postes prefabricados y reconstrucción de muñón a base de resina compuesta.
- 3.- No hay diferencia en resistencia traccional de prótesis fijas unitarias periféricas completas metálicas cementadas sobre sistemas de espiga muñón colados y aquellas cementadas sobre postes prefabricados y muñón a base de ionómero vítreo.

RESUMEN

Los sistemas de espiga y muñón colados han sido, tradicionalmente, la elección preferencial para la rehabilitación en base a coronas periféricas fijas. Los conceptos actuales ponen a prueba tal sistema en base a la presentación de nuevos materiales que ofrecen propiedades más atractivas y promisorias. El presente estudio evaluó la resistencia traccional de coronas periféricas cementadas sobre complejos de postes prefabricados y reconstrucciones coronarias a base de resina compuesta y ionómero vítreo y la comparó con la retención de las mismas cementadas sobre espiga muñón colados. Tras realizar las pruebas de tracción lineal, se obtuvo que la resistencia al desalojo de las coronas sobre muñones de composite era significativamente mayor que sobre ionómero de vidrio y similar al grupo control espiga muñón colados. Se deja estipuladas las ventajas y desventajas de la utilización de uno u otro material y se sugiere consideraciones para la selección de los materiales ensayados.

Bibliografía

- 1.- Hudis, S. I.; Goldstein, G. (1968): Restoration of endodontically treated teeth: a review of literature. J Prosthet Dent. 55: 33-37.
- 2.- Johnson, J. K.; Schwartz, N.; Blackwell, R (1976): Evaluation and restoration of endodontically treated posterior teeth. J Am Dent Assoc. 93: 597-605.
- 3.- Lau, V. (1976): The reinforcement of endodontically treated teeth. Dent Clin North Am. 20: 313-328.
- 4.- Hirschfeld, Z.; Stern, N. (1972): Post and core - the biomechanical aspect. Austral Dent J. 17: 467-468.
- 5.- Baraban, D.J. (1988): The restoration of endodontically treated teeth: an update. J Prosthet Dent 59: 553-557.
- 6.- Guzy, G.; Nicholls, J. (1979): In vitro comparasion of intact endodontically treated teeth with and without endo-post reinforcement. J Prosthet Dent. 42: 39-43.
- 7.- Deutsch, A; Musikant, B; Cavallari, J; Lepley, J.(1983): Prefabricates dowels: a literature review. J Prosthet Dent. 49: 499-503.
- 8.- Colman, H. (1979): Restoration of endodontically treated teeth. Dent Clin North Am. 23: 647-662.
- 9.- Sorensen, J; Martinoff, J. (1984): Intracoronal reinforcement and coronal coverage: a study of endodontically treated teeth. J Prosthet Dent. 51: 780-784.
- 10.-Caputo, A.; Standlee, J. (1976): Pin and post- why, when and how. Dent Clin North Am. 20: 299-311.
- 11.-Mattison, G. (1982) Photoelastic stress analysis of cast gold endodontic post. J. Prosthetic Dent. 48: 407-411.
- 12.-Hunter, A.J.; Feiglin, B.; Williams, J.F. (1989): Effects of post placements of endodontically treated teeth. J Prosthet Dent. 62: 166-172.
- 13.-Tjan, A.; Tjan, A.; Greive, J. (1987): Effects of various cementation methods on the retention of prefabricated post. J Prosthet Dent. 58: 309-312.
- 14.-Chapman, K. W.; Worley, J. L.; Von Fraunhofer, J.A. (1985): Retention of prefabricated post by cements and resins. J Prosthet Dent. 54: 649-652.
- 15.-Radke, R.; Barkhordar, R.; Podesta, R.; (1988): Retention of cast endodontic post: comparasion of cementing agents. J Prosthet Dent. 59: 318-320.
- 16.-Chan, R.; Bryant, R. (1982): Post core fundations for endodontically treated posterior teeth. J Prosthet Dent. 48: 401-406.
- 17.-Leary, J.; Jensen, M. E.; Sheth, J. J. (1989): Load transfer of post and cores to root through cements. J Prosthet Dent. 62: 298-302.
- 18.-Reel, D. C.; Hinton, T.; Riggs, G.; Mitchell, R. J. (1989): Effects of cementation method on the retention of anatomic cast post and cores. J Prosthet Dent. 62: 162-165.

- 19.-Standlee, J. P.; Caputo, A. A. (1978): Retention of endodontic dowels: effects of cements, dowel length and design. *J Prosthet Dent.* 39: 401-405.
- 20.-Rud, J.; Omnell, K. A. (1970): Root fractures due to corrosion. *Scand J Dent Res.*: 78: 397-403.
- 21.-Ardivson, K.; Wroblewski, R. (1978): Migration of metallic ions from screwpost into dentin and surrounding tissues. *Scand J Dent Res.* 86: 200-205.
- 22.-Deutsch, A.; Musikant, B.; Cavallari, J.; Silverstein, L.; Lepley J.; Ohlen, K.; Lesser, M. (1985): Root fracture during insertion of prefabricated post related to root size. *J Prosthet Dent.* 53: 786-789.
- 23.-Khan, F. (1991): Selecting a post system. *J Am Dent Assoc.* 122: 70-71.
- 24.-Frederick, D. (1987): A marriage of convenience: bonds of retention pins and composites. *J Prosthet Dent.* 57: 270-275 .
- 25.-Hormati, A. A.; Denehy, G. E. (1981): Retention of cast crowns cemented to amalgam and composite resin cores. *J Prosthet Dent.* 45: 525-527.
- 26.-Stahl, G.; O'neal, R. (1975): The composite resin dowel and core. *J Prosthet Dent.* 33: 643-647.
- 27.-Loudahl, P.; Nicholls, J. (1977): Pin retain amalgam cores vs. cast gold dowel-cores. *J Prosthet Dent.* 38: 507-514.
- 28.-Newburg, R.; Pameijer, C. (1976): Retentive properties of post and core systems. *J Prosthet Dent.* 36: 636-642.

## Fe de erratas

Pág. 11, primer párrafo, segunda línea: dice "extruisivas"; debe decir "extrusivas".

Pág. 13, tercer párrafo: existe impresión a medio espacio, debiendo ser de uno.

Pág. 15, segundo párrafo, sexta línea: dice "comproda"; debe decir "comprobada".

Pág. 15, tercer párrafo, primera línea: dice "a secuencia..."; debe decir "La secuencia...".

Pág. 15, cuarto párrafo, tercera línea: dice "Internacinal"; debe decir "International".

Pág. 18, tercer párrafo, tercera línea: dice "reconstruín"; debe decir "reconstruído".

Pág. 18, sexto párrafo, No. 6, sexta línea: dice "e la argolla"; debe decir "de la argolla".

Pág. 20, última línea se halla sobreimpresa. Debe decir "resultados". Agregar al final, "Student".

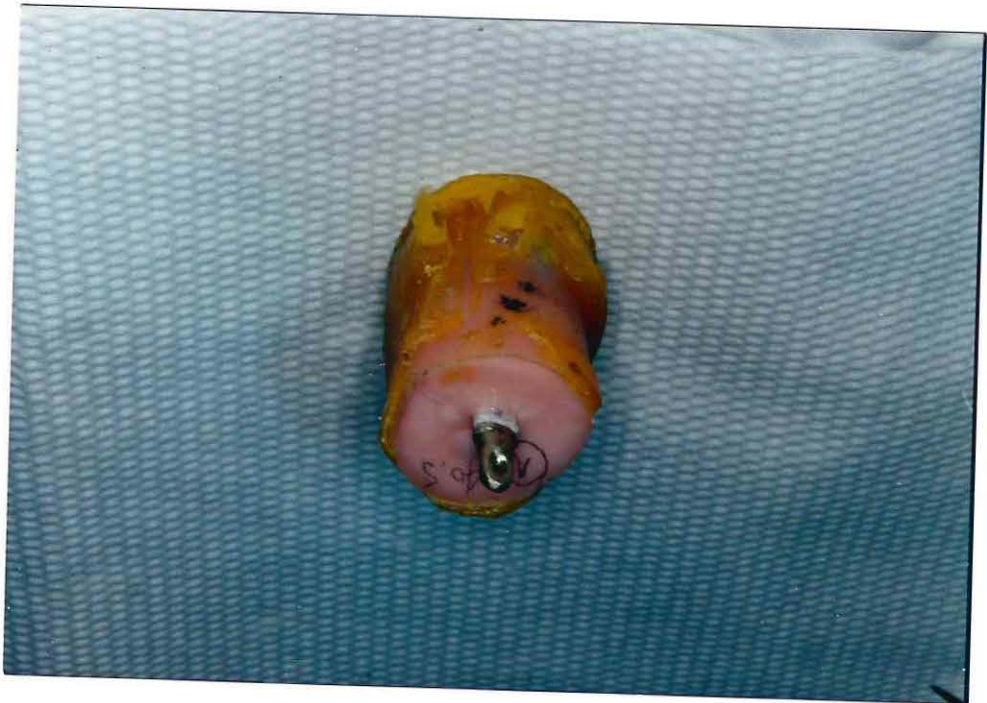
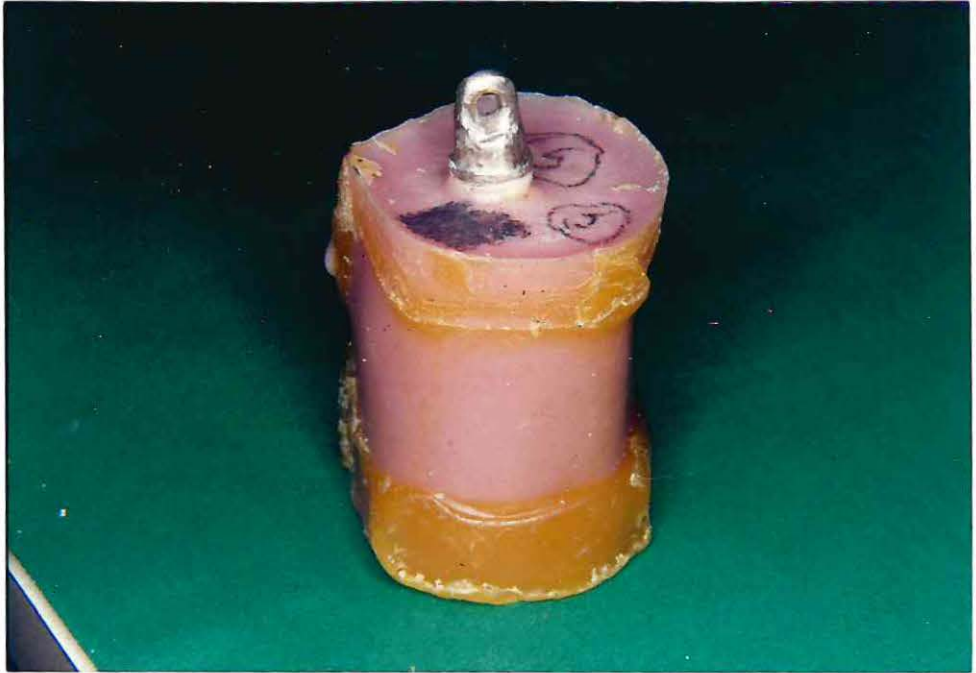


Foto. 31: Espécimen de prueba del grupo B.

Foto. 32: Espécimen de prueba del grupo C.

ANEXOS

A continuación se presenta la secuencia fotográfica de las maniobras realizadas y los materiales ocupados. Además, se añaden muestras gráficas de las fallas producidas tras las pruebas efectuadas.

En el reverso de cada foto se encuentra la numeración de ellas y una breve descripción de lo que se observa.